



Caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap

Julien Veytizou

► To cite this version:

Julien Veytizou. Caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap : Application à la conception de systèmes personnalisables pour la pratique musicale. Interface homme-machine [cs.HC]. Université de Grenoble, 2014. Français. NNT : . tel-01121995

HAL Id: tel-01121995

<https://hal.science/tel-01121995>

Submitted on 3 Mar 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité : **Génie Industriel**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Julien VEYTIZOU

Thèse dirigée par **François VILLENEUVE** et
codirigée par **Guillaume THOMANN**

préparée au sein du **Laboratoire G-SCOP**
dans l'**École Doctorale I-MEP2**

Caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap

Application à la conception de systèmes
personnalisables pour la pratique musicale

Thèse soutenue publiquement le **9 décembre 2014**
devant le jury composé de :

M. Améziane AOUSSAT - Examineur

Professeur des Universités, Laboratoire LCPI, Art et métier ParisTech

M. Guy BOURHIS - Rapporteur

Professeur des Universités, Laboratoire LCOMS, Université de Lorraine

Mme Emmeline LAGRANGE - Examineur

Praticien hospitalier, Centre de référence des maladies neuromusculaires rares,
CHU Michallon de Grenoble

M. Jean-François PETIOT - Rapporteur

Professeur des Universités, Laboratoire IRCCyN, Ecole centrale de Nantes

M. Guillaume THOMANN – Co-directeur de thèse

Maître de Conférences, Laboratoire G-SCOP, Université de Grenoble

M. François VILLENEUVE – Directeur de thèse

Professeur des Universités, Laboratoire G-SCOP, Université de Grenoble



A Nelly qui a changé ma vie

A mes parents qui m'ont accompagné tout au long de ma vie

*« Chacun de nous possède une musique d'accompagnement intérieure. Et si les autres
l'entendent aussi, cela s'appelle la personnalité ».*

Gilbert Cesbron

Remerciements

De nombreuses personnes ont participé et œuvré, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce travail, de thèse je tiens ici à les remercier.

Je remercie tout d'abord les membres de mon jury de thèse. Merci à M. Améziane AOUSSAT de m'avoir fait l'honneur de présider mon jury de thèse et de représenter notre discipline commune du Génie Industriel. J'adresse également mes sincères remerciements à M. Guy Bourhis et M. Jean François Petiot qui ont accepté d'être rapporteurs de cette thèse en apportant leurs expertises sur l'Interaction Homme Machine en ingénierie de réadaptation mais aussi en conception intégrée et en instrument de musique acoustique. Enfin, je remercie Mme Emmeline Lagrange d'avoir examinée ce travail de thèse en sa qualité de représentante du Centre de référence des maladies neuromusculaires rares, et de son accueil au sein du CHU de Grenoble.

Ce travail a été encadré par M. François Villeneuve et M. Guillaume Thomann. Un très grand merci à tous les deux pour m'avoir fait confiance malgré les connaissances plutôt légères que j'avais en conception de produit lors de mon arrivée au laboratoire. Merci de m'avoir soutenu et encouragé pour terminer ces travaux de recherche, tout en me laissant une grande liberté dans mon travail. Je leur suis reconnaissant pour l'importance portée à leur encadrement dans les moments difficiles et de doute. Je retiens que cette aventure de doctorat, c'est aussi un laboratoire d'accueil avec des doctorants, des maîtres de conférences, des ingénieurs, du personnel etc. Je leur remercie de leurs conseils, des bons moments lors des parties de belotes coincées et des échanges musicaux partagés avec eux.

Ces travaux de recherche sont avant tout le résultat d'un travail d'équipe pluridisciplinaire. Je remercie notre « *dream team* » composé des membres de l'association AE2M, des musiciens intermittents, du groupe SAJ, des personnels du CHU de Grenoble, du C.E.R.A.H de Metz et des étudiants ingénieurs qui ont participé et contribué à ce travail.

Pour conclure, ce mémoire de thèse est également dédié à Alain, Nadine, Géraldine et Céline qui m'ont permis d'arriver jusqu'à cette aventure et qui ont toujours cru en moi. Je remercie la Kumple Mania pour leurs pensées et leurs encouragements. Je tiens à remercier sincèrement Nelly pour son réconfort quotidien et son soutien décisifs dans les derniers jours. Sans elle, cette thèse n'aurait pas pu se faire.

Liste des principaux sigles et abréviations

ABD	Ability Based Design <i>Se focalise sur les capacités de l'utilisateur tout au long du processus de conception pour créer des systèmes fondés sur le « potentiel humain »</i>
AE2M	Adaptation Ergonomique du Matériel Musical <i>Nom de l'association grenobloise proposant des systèmes adaptés aux personnes en situation de handicap pour jouer de la musique</i>
AP	Activité Primaire <i>Consiste à réaliser une tâche simple par l'utilisateur (activités ludiques) pour l'étape d'analyse des spécificités motrices</i>
CARACTH	CARACTérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de Handicap. <i>Le nom de notre processus de conception</i>
CCU	Conception Centrée Utilisateur <i>ou UCD User Centered Design en anglais. L'objectif de cette méthodologie de conception est d'améliorer l'utilisabilité du produit comme facteur de qualité.</i>
CHU	Centre Hospitalier Universitaire <i>Partenaires pour la réalisation de certaines expérimentations</i>
CIF	Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé <i>Nom d'une classification de la situation de handicap</i>
CIH	Classification Internationale du Handicap <i>Nom d'une classification de la situation de handicap</i>
EMFASIS	Extended Modularity, Functional Accessibility, and Social Integration Strategy <i>Cette approche tente de concilier les principes universalistes de la conception avec un marché de niche.</i>
FRE	Fauteuil Roulant Electrique <i>Dispositif médical pour la mobilité des usagers</i>
FRM	Fauteuil Roulant Manuel <i>Dispositif médical pour la mobilité des usagers</i>
IPP	Individu - Produit – Participation <i>L'axe IPP met en avant l'interaction entre l'individu et le produit par l'exécution de tâches. Autour de cet axe IPP sont intégrés les éléments constitutifs de la situation de handicap</i>

MEM	Mailloche ElectroMécanique <i>C'est un système conçu par l'association AE2M. Il est composé d'un contacteur, d'un électro-aimant et d'une liaison mécanique pour permettre une frappe de la mailloche sur un instrument de percussion</i>
MFM	Mesure de le Fonction Motrice <i>Développé à l'Escale, service de Médecine Physique et Réadaptation Pédiatrique des Hospices Civils de Lyon, la MFM est un bilan moteur donnant une mesure chiffrée des capacités motrices du sujet porteur d'une pathologie neuromusculaire.</i>
MiniMEM	Mini Mailloche ElectroMécanique <i>C'est un des systèmes développé pendant cette thèse. C'est un système électromécanique permettant de jouer du métallophone pour un utilisateur ne pouvant pas attraper une mailloche</i>
NIME	New Interface for the Musical Expression <i>Nom d'une conférence consacrée à la recherche scientifique sur le développement de nouvelles technologies pour l'expression musicale et la performance artistique. NIME est utilisé pour définir ces nouvelles technologies.</i>
PPH	Processus de Production du Handicap <i>Nom d'une classification de la situation de handicap</i>
SIMH	Système d'Identification et de Mesures du Handicap <i>Nom d'une classification de la situation de handicap</i>
TLX	Task Load indeX <i>Méthode subjective développée par la NASA pour l'évaluation de la charge de travail</i>

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Liste des figures

Figure 1 Le triangle de compétences de l'association AE2M	27
Figure 2 Mise en situation du portique avec le plateau et l'orthèse adaptée	27
Figure 3 Photographie du tambour sauterelle	28
Figure 4 Prototype du boîtier (à gauche) et utilisation de la MEM en situation musicale (à droite).....	29
Figure 5 Les interactions lors des interventions avec l'association AE2M	29
Figure 6 Les interactions lors des interventions au CHU de Grenoble.....	30
Figure 7 Une méthode de recherche expérimentale et durable.....	33
Figure 8 La classification internationale du Handicap [Delcey, 2002].....	36
Figure 9 La Classification Internationale du Fonctionnement du handicap et de la santé [Delcey, 2002] ...	38
Figure 10 Le processus de production du handicap [Fougeyrollas, 1998] [Plos, 2011]	39
Figure 11 Le Système d'Identification et de Mesures du Handicap [Hamonet & Magalhaes, 2000] [Delcey, 2002]	41
Figure 12 Schéma de synthèse du modèle systémique du développement humain [Plos, 2011].....	42
Figure 13 Le processus de conception centrée utilisateur [ISO, 2010]	45
Figure 14 L'approche de l'Inclusive Design [Keates et al, 2000]	50
Figure 15 Schéma de l'architecture produit de la Famille ADAP'TABLE [Plos, 2011].....	53
Figure 16 Exemple de produit issue de l'approche EMFASIS [Plos et al, 2012]	55
Figure 17 La chaîne de communication selon Metois [Metois, 1996]	58
Figure 18 La chaîne de communication selon Moore [Moore, 1990]	58
Figure 19 L'interdisciplinarité proposé par Moore [Moore, 1990]	59
Figure 20 La distinction entre les instruments de musique traditionnels et augmentés.....	63
Figure 21 Exemple de l'item 15 de la MFM avec la définition des scores.....	69
Figure 22 La boucle sensori-motrice, avec la génération de commande motrice (en haut), la transition des étapes (à droite) et la rétroaction sensorielle (à gauche). Au centre, la représentation interne de ces étapes dans le système central nerveux. [Wolpert et Ghahramani, 2000]	71
Figure 23 Modèles pour la construction d'un humanoïde. Modèle de la longueur des segments (en haut à gauche), Modèle des centres de masses des segments (en haut à droite), Modèle de l'activité musculaire (en bas).....	72
Figure 24 La capture électromécanique. A gauche le Gypsy de MetaMotion, à droite le CyberGlove de Immersion	75
Figure 25 La capture magnétique. A gauche le système Zebris avec ses antennes et sa source génératrice, à droite le boîtier de contrôle de TrackSTAR	75
Figure 26 La capture inertielle. A gauche la Wiimote de Nintendo, au milieu le MotionPod de la société MOVEA, le MVN BIOMECH de Xsens	76
Figure 27 La capture optique avec marqueurs passifs. A gauche des exemples de caméras, au milieu un exemple d'application pour la réalisation de film d'animation, à droite des exemples de marqueurs	76
Figure 28 La capture optique avec marqueurs actifs par la société PTX (Phoenix Technologies Incorporated). A gauche le schéma de fonctionnement des systèmes, à droite des exemples de marqueurs photosensibles	77
Figure 29 La capture optique sans marqueurs. A gauche, le réseau de caméras d'OrganicMotion, à droite des exemples de capteurs de profondeurs avec la Kinect de Microsoft en 1, D-Imager de Panasonic en 2, la Xtion de Asus en 3, DepthSense de SoftKinetic en 4.	77

Figure 30 La Kinect de Microsoft. Les composants de la Kinect (en haut). Le fonctionnement du capteur (en bas).....	78
Figure 31 Le squelette numérique de la Kinect.....	79
Figure 32 La construction de notre modèle des éléments constitutifs de la situation de handicap	86
Figure 33 Le modèle IPP Individu – Produit - Participation.....	87
Figure 34 Le positionnement de la caractérisation des spécificités motrices et du modèle IPP à l'intérieur du cycle CCU	90
Figure 35 Le processus de conception CARACTH	91
Figure 36 La modélisation de l'interaction Sujet-Instrument de musique. Eg (Entrées gestuelles), F1 (Feedback primaire), F2 (Feedback secondaire)	96
Figure 37 La correspondance entre un système musical et un système automatisé	99
Figure 38 L'architecture du système de détection.....	100
Figure 39 L'architecture du système de commande	100
Figure 40 L'architecture du système opératif	101
Figure 41 Le système MEM2 : utilisation lors des évaluations (a), utilisation lors d'échanges musicaux (b)	103
Figure 42 L'architecture produit du système MEM2	104
Figure 43 Exemple de contacteurs du commerce.....	104
Figure 44 Prototype de la carte électronique	105
Figure 45 Le système MiniMEMs et la pince piézoélectrique.....	107
Figure 46 L'architecture produit du système MiniMEMs.....	108
Figure 47 Le support de métallophone	109
Figure 48 Exemple d'une MiniMEM	109
Figure 49 L'étalonnage du squelette numérique par le SDK d'OpenNI avec un aperçu de la posture (à gauche) et son utilisation sur le terrain (à droite).....	113
Figure 50 L'architecture du système KinectLAB	113
Figure 51 Méthode de construction de l'humanoïde du système KinectLAB	115
Figure 52 Méthode de calcul pour le changement de système de coordonnées réelles	115
Figure 53 Différence entre le squelette numérique fourni par Microsoft et l'humanoïde du système KinectLAB (a) : Le squelette numérique de Microsoft, (b) : l'humanoïde du système KinectLAB avec la modélisation de l'abduction des épaules.....	116
Figure 54 L'interface de contrôle du système KinectLAB.....	116
Figure 55 Exemples de modules d'usages du système KinectLAB	117
Figure 56 Fiche pratique pour la réalisation de l'activité primaire de peinture	118
Figure 57 Démonstration du jeu de peinture virtuelle avec la main de l'utilisateur	119
Figure 58 Photos des 20 fauteuils roulants sélectionnés.....	121
Figure 59 Représentation de la procédure expérimentale	122
Figure 60 Photos des expérimentations. La zone d'expérimentation (à gauche), la position de posture (à droite).....	123
Figure 61 L'interface utilisateur dédiée pour les expérimentations	124
Figure 62 Les résultats de la position de l'usager en fonction des FRM (à gauche) et des FRE (à droite) ..	126
Figure 63 Position de détection de profondeur en fonction des volumes de fauteuils roulants pour la deuxième expérience	127
Figure 64 Position horizontale de détection en fonction des volumes de fauteuils roulants pour la deuxième expérience	127
Figure 65 Les zones de détection optimale pour les FRM et les FRE	128

Figure 66 Les données du squelette numérique collectées à partir de la position de posture pour le test numéro 12	128
Figure 67 La représentation des neuf segments basés sur les articulations du squelette numérique de la Kinect.....	129
Figure 68 Dispersion des longueurs segmentaires pour les 300 essais	130
Figure 69 Relation entre les données du squelette numérique et les volumes des fauteuils roulants.....	130
Figure 70 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 0	134
Figure 71 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 1	135
Figure 72 Représentation des déplacements des avant-bras pour la cotation 1.....	135
Figure 73 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 2	136
Figure 74 Représentation de la flexion de la tête pour la cotation 2.....	136
Figure 75 Représentation des déplacements des avant-bras pour la cotation 2.....	136
Figure 76 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 3	137
Figure 77 Représentation de la flexion de la tête pour la cotation 3.....	137
Figure 78 Représentation de la procédure expérimentale pour la corrélation entre un score thérapeute et un score KinectLAB.....	138
Figure 79 Corrélation du score thérapeute et score KinectLAB pour le sujet 1.....	139
Figure 80 Corrélation du score thérapeute et score KinectLAB pour le sujet 2.....	139
Figure 81 Corrélation du score thérapeute et score KinectLAB pour le sujet 3.....	140
Figure 82 Photo des acteurs intervenant dans le projet RVLapalud	144
Figure 83 La modélisation par densitogramme.....	147
Figure 84 Le modèle utilisateur généré pour le sujet (a) : Nombre de passage de l'utilisateur avec sa main gauche pour chaque section, (b) MapColor pour le nombre de passage de l'utilisateur avec sa main gauche	147
Figure 85 L'architecture produit du système MusiNECT.....	148
Figure 86 Support de l'interface personnalisable	148
Figure 87 La solution de conception proposée au regard du modèle utilisateur	149
Figure 88 L'interface utilisateur réajustée au contexte d'usage après l'évaluation	150
Figure 89 L'intégration du système MusiNECT (à gauche) et le placement des musiciens sur scène (à droite).....	151
Figure 90 La manipulation du système MusiNECT en concert	153
Figure 91 Les modèles utilisateurs générées pour les trois sujets.....	156
Figure 92 Les solutions de conception proposées au regard des modèles utilisateurs.....	156
Figure 93 Evaluation de chaque composante NASA-TLX par le sujet S1 pour les trois interfaces.....	157
Figure 94 Evaluation de chaque composante NASA-TLX par le sujet S2 pour les trois interfaces.....	157
Figure 95 Evaluation du sujet S3 de chaque composante NASA-TLX pour les trois interfaces.....	158
Figure 96 Evaluation croisée de la charge de travail pour chaque interface	158
Figure 97 L'application de ce travail de thèse sur l'axe IPP	165
Figure 98 La procédure expérimentale pour les tests du système MEM2.....	168
Figure 99 Le volume sonore en fonction de la hauteur entre l'extrémité de la mailloche et le tambour..	169
Figure 100 Le volume sonore en fonction de la durée d'une frappe	169
Figure 101 La configuration de la durée d'une frappe en fonction de la période de temps entre deux frappes successives	171
Figure 102 Comparaison de la sensibilité entre trois capteurs piézoélectriques	172
Figure 103 Etude des bruits parasites et du volume sonore en fonction de la position de l'électroaimant par rapport au ressort	173
Figure 104 Composante NASA-TLX marqué sur un logiciel développé.....	178

Figure 105 Paire de composantes à comparer	179
--	-----

Liste des tableaux

Tableau 1 Les modèles du handicap d'après Michael Oliver [Oliver 1996]	21
Tableau 2 Les modèles conceptuels du handicap inspirés par Jean François Ravaud [Ravaud, 1999]	21
Tableau 3 Notre position sur les modèles conceptuels	23
Tableau 4 Les 7 principes de l'Universal Design [Mace et al, 1991]	49
Tableau 5 Les 7 sept principes de l'ABD [Wobbrock et al, 2011]	56
Tableau 6 Les principes de conception d'un NIME pour nos projets de conception	66
Tableau 7 L'échelle de cotation générique de la MFM	68
Tableau 8 Les composantes de la charge de travail issues de la méthode subjective NASA-TLX	73
Tableau 9 Comparatifs des modes de captures de mouvement pour ce travail de thèse	80
Tableau 10 Comparatif (CIH, CIF, PPH et SIMH) des éléments constitutifs de la situation de handicap	88
Tableau 11 Tableau récapitulatifs des modes de jeu et des tempos	106
Tableau 12 Les caractéristiques des fauteuils roulants sélectionnées (I : largeur, L : longueur, H : hauteur et V : volume)	121
Tableau 13 Description des trois expériences	123
Tableau 14 Les résultats de la position de détection de l'utilisateur pour les trois expériences et pour chaque fauteuil	125
Tableau 15 Récapitulatif de la dispersion des longueurs segmentaires	129
Tableau 16 Liste des items sélectionnés pour l'étude	132
Tableau 17 Les composantes de l'humanoïde du système KinectLAB à comparer avec les composantes de l'item 15 de la MFM	133
Tableau 18 Répartition de notre temps de présence et de travail pour le projet RVLapalud	152
Tableau 19 Moyenne et écart type des longueurs segmentaires pour chaque essai de FRM et FRE	177

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	15
1. CHAPITRE 1 CONTEXTE DES TRAVAUX DE RECHERCHE.....	19
1. La situation de handicap	20
1.1. Modèle individuel versus modèle social	20
1.2. Les nuances portées sur ces modèles conceptuels	21
1.3. Notre point de vue sur les modèles conceptuels	22
2. La présentation des partenaires	24
2.1. L'association AE2M.....	25
2.2. Le CHU Michallon de Grenoble	30
3. Le cadre de travail de la thèse	31
3.1. Notre approche et les objectifs de contributions.....	31
3.2. La méthode de recherche.....	32
4. Conclusion.....	33
2. CHAPITRE 2 ETAT DE L'ART	35
1. Les éléments constitutifs de la situation du handicap	36
1.1. La Classification Internationale du Handicap (CIH)	36
1.2. La Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF)	37
1.3. Le Processus de Production du Handicap (PPH).....	39
1.4. Le Système d'Identification et de Mesures du Handicap (SIMH)	41
1.5. Les éléments constitutifs de la situation de handicap selon Ornella Plos.....	42
1.6. Synthèse	43
2. Les approches de conception adaptées à une situation de handicap.....	43
2.1. La conception centrée utilisateur.....	44
2.2. Les courants de conception liés à la CCU	48
2.3. La conception modulaire.....	52
2.4. Les nouvelles approches.....	54
2.5. Synthèse	56
3. L'interaction Homme Machine dans un contexte musical	57
3.1. Le processus musical : une chaîne de communication.....	57
3.2. Le rapport Geste-Son.....	60
3.3. Les instruments de musique augmentés.....	61
3.4. Une nouvelle approche pour la conception de technologies musicales	64
3.5. Synthèse	66
4. L'identification des spécificités motrices des sujets.....	67
4.1. Les bilans moteurs.....	67
4.2. Les modèles et outils théoriques du comportement humain	69
4.3. Les outils technologiques de capture de mouvement	74

4.4. Synthèse	81
5. Conclusion.....	82
 3. CHAPITRE 3 CONCEVOIR DES SYSTEMES PERSONNALISABLES POUR LA PRATIQUE MUSICALE	 85
1. Les éléments constitutifs de la situation de handicap dans ce travail de thèse	86
1.1. Notre approche pour la construction du modèle.....	86
1.2. Le modèle IPP (Individu – Produit – Participation).....	87
2. Proposition d'un processus de conception	90
2.1. Introduction.....	90
2.2. Les étapes du processus de conception	91
2.3. Synthèse	95
3. Proposition d'une Architecture produit, étape 4.1 de CARACTH	95
3.1. Modélisation de l'interaction Sujet en situation de handicap/Instrument de musique	96
3.2. Une architecture produit modulaire personnalisable	98
3.3. Synthèse	102
4. Application de l'architecture produit modulaire pour les systèmes d'AE2M	102
4.1. MEM2 : une évolution du système MEM pour jouer des instruments de percussions	103
4.2. MiniMEMs : un système électromécanique pour jouer du métallophone	107
4.3. Les avantages de notre architecture produit modulaire sur la conception des systèmes AE2M	109
5. Conclusion.....	110
 4. CHAPITRE 4 CARACTERISER LES SPECIFICITES MOTRICES DES SUJETS	 111
1. KinectLAB : un système innovant pour l'évaluation des capacités motrices des sujets avec la Kinect ..	112
1.1. La programmation de la Kinect	112
1.2. Architecture du système KinectLAB	113
1.3. Synthèse	119
2. Analyse expérimentale des performances de notre système KinectLAB pour un usage en fauteuils roulants.....	120
2.1. Protocole expérimental	120
2.2. Résultats	124
2.3. Discussion	130
3. Analyse expérimentale de la pertinence de notre système KinectLAB pour analyser les capacités motrices	131
3.1. Sélection des items.....	132
3.2. Stratégies d'algorithmes pour l'item 15	132
3.3. Corrélation entre un score kinésithérapeute et un score KinectLAB	138
3.4. Discussion	140
3.5. Synthèse	140
4. Conclusion.....	141

5. CHAPITRE 5 APPLICATION DU PROCESSUS CARACTH POUR LA CONCEPTION D'UN SYSTEME MUSICAL ADAPTE. ETUDE NASA-TLX CROISEE DE LA SOLUTION GENEREE	143
1. Le projet RVLapalud	144
1.1. Objectifs artistiques.....	144
1.2. Application du processus de conception CARACTH	144
1.3. Discussion	151
1.4. Synthèse	154
2. Etude NASA-TLX croisée de la solution générée	154
2.1. Objectifs	154
2.2. Les modèles utilisateurs et les solutions de conception	155
2.3. Evaluation croisée de la charge de travail	156
2.4. Synthèse	159
3. Conclusion.....	159
6. APPORTS DE RECHERCHE ET PERSPECTIVES	161
1. Apports de recherche : la conception de systèmes personnalisables facilitant la pratique musicale instrumentale	162
1.1. Apports méthodologiques : une méthodologie intégrant la caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs.....	162
1.2. Apports technologiques 1 : conception d'un système innovant de mesure des capacités motrices.	163
1.3. Apports technologiques 2 : faciliter la conception d'aides techniques pour jouer de la musique	163
1.4. Apports humains : la pratique musicale pour tous	164
1.5. Apports sur l'axe Individu-Produit-Participation	164
2. Perspectives	166
2.1. Perspectives dans le domaine de l'ingénierie	166
2.2. Perspectives dans le domaine du médical	167
7. ANNEXES.....	168
1. Paramétrages et évaluations de la MEM2	168
2. Paramétrages et évaluations de la MiniMEMs	172
3. Calcul des données de l'humanoïde du système KinectLAB.....	174
3.1. Calcul de la vitesse des articulations	174
3.2. Calcul des longueurs segmentaires	174
3.3. Calcul des amplitudes de mouvements et de posture	174
3.4. Calcul des centres de masses des segments du corps.....	175
4. Autres résultats expérience CERAH	177
5. Méthode de calcul NASA-TLX	178

8. BIBLIOGRAPHIE.....	180
------------------------------	------------

INTRODUCTION

✓ **Pourquoi me suis-je intéressé à la question du handicap ?**

Dans mon cas, ce fut un hasard, lors de mes projets d'études en Master recherche où mon intérêt fût porté sur les systèmes humain-machine, notamment la réalisation de bancs d'essais de dispositifs médicaux et la conception de systèmes coopératifs d'aide à la personne. C'est lors de ces études que mon intérêt pour ce domaine a grandi.

✓ **Qu'est ce qui a fait que je travaille sur ce sujet ?**

Etant musicien multi-instrumentiste, ma passion de la musique, des nouvelles technologies et le goût du service m'ont poussé à fusionner dans un même projet ces éléments en alliant plaisirs et exigences.

L'autonomie, synonyme de liberté, se caractérise généralement comme la faculté d'agir par soi-même, par ses propres règles et sans assistance dans son environnement. Elle peut représenter la capacité d'une personne à manipuler un produit (ordinateur, instrument de musique) pour effectuer une activité de la vie quotidienne (écrire des mails, jouer de la musique). Ainsi, l'autonomie d'une personne est un des fondements de son insertion sociale et professionnelle (discussion, participation à un concert). Une déficience des facultés motrices des membres inférieurs et/ou supérieurs, qu'elle soit congénitale, due à un accident, une maladie ou la conséquence du vieillissement, va affecter cette autonomie avec de réelles répercussions sur la vie des personnes. Une thérapie et une rééducation sont souvent suffisantes pour une guérison et un rétablissement de la fonction moteur déficiente (fracture des membres par exemple). Lors de cette prise en charge, les professionnels du paramédical étudient les particularités de la déficience du patient afin d'identifier ses besoins thérapeutiques. Des bilans moteurs peuvent être utilisés pour évaluer subjectivement les pertes des contrôles moteurs.

Malgré cela et dans de nombreux cas, la guérison ne peut être envisagée (paralysie par exemple). L'autonomie peut alors être retrouvée par l'utilisation de dispositifs d'assistance comme les aides techniques. Pour les utilisateurs, ces technologies permettent de s'adapter aux produits existants (manipuler la souris de l'ordinateur avec un EyeTracker par exemple) ou ont un impact direct sur leur autonomie (la mobilité par les fauteuils roulants par exemple). Mais, l'utilisation de ces dispositifs peut nécessiter une adaptation de l'environnement de la personne et ces dispositifs ne sont pas toujours adaptés aux capacités motrices de leur utilisateur. Ainsi la caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs est un point crucial à considérer et une activité importante pour une équipe de concepteur (conception des aides techniques).

La loi du 11 février 2005 a suscité un ensemble de débats sur la notion du handicap. Longtemps synonyme de déficiences, elle prend aujourd'hui en compte les facteurs environnementaux de l'individu dans une situation de vie, autant matériels que sociaux. On parle aujourd'hui non plus

de personnes handicapées, mais bien de personnes en situation de handicap. Agir sur l'environnement de ces personnes peut conduire à améliorer cette situation. Dans ce contexte, l'association AE2M, dont la vocation est de permettre la pratique d'un instrument de musique pour des personnes en situation de handicap, cherche à développer des méthodes de conception d'aides techniques. En effet, de nombreuses barrières peuvent limiter la pratique musicale. Le manque d'équipement personnel et de structures organisationnelles sont des freins à cette activité. La pratique de la musique demande une performance physique de la part du musicien parfois incompatible avec des personnes en situation de handicap. Cette pratique nécessite ainsi une performance importante du matériel d'adaptation, qui devient de plus en plus spécialisé en fonction de la typologie de handicap. Cette recherche d'amélioration des performances des aides techniques pour la pratique musicale sous-tend fortement les activités de recherches proposées dans ce manuscrit.

Dans ce contexte, nous défendons un processus de conception original d'aides techniques, basé en particulier sur la caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap. Ce processus de conception a été optimisé pour la conception d'aides techniques permettant la pratique musicale, mais il permet d'accéder à un domaine de conception bien plus large. Nous montrerons que ce processus permet d'aboutir à un ensemble de conseils et de préconisations sur la conception d'un système adapté à l'utilisateur musicien. Ces systèmes seront utilisés lors de concerts.

Ce mémoire de thèse est d'abord consacré à la description du contexte dans lequel les travaux de recherches ont été menés, le contexte du handicap. Le premier chapitre de ce manuscrit propose de positionner notre point de vue autour des définitions et les modèles du handicap pour dégager une conceptualisation commune et définir comment appréhender le handicap dans ce travail de thèse. Puis, l'association AE2M (Adaptation Ergonomique du Matériel Musical) et les autres acteurs contribuant à ce projet de recherche sont présentés. Enfin, nous décrivons notre méthodologie de travail adaptée au contexte de cette thèse.

Le deuxième chapitre établit un état de l'art. Les travaux de recherches portant sur les éléments constitutifs de la situation de handicap sont tout d'abord étudiés. Puis les approches de conception dans le domaine du handicap pour lesquels une analyse des spécificités motrices a été appliquée sont investiguées. Ensuite, nous présentons quelques modèles et définitions du processus musical, du rapport Geste/Son et des instruments de musique augmentés qui nous aideront à proposer une modélisation de l'Interaction Homme Machine dans le contexte du handicap et de la musique. Nous terminons ce chapitre par la présentation des modèles théoriques et des éléments technologiques pour la capture des mouvements et l'analyse des capacités motrices d'un individu.

Le troisième chapitre propose un ensemble d'éléments pour la conception de systèmes personnalisables pour la pratique musicale. Il présente d'abord un modèle des éléments

constitutifs de la situation de handicap à prendre en considération dans les projets de conception d'aides techniques. Ensuite, il détaille notre processus de conception nommé CARACTH. Ce processus permet l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices de l'utilisateur vers la conception et l'évaluation des solutions générées. Puis, nous proposons une architecture produit modulaire, bien adaptée aux interactions homme machine dans le contexte du handicap et de la pratique musicale. La pertinence de l'architecture produit modulaire est illustrée par la description de la conception de deux aides techniques, MEM2 et MiniMEMs.

Le quatrième chapitre détaille une des étapes de notre processus de conception, l'étape de caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs. Nous présentons les développements que nous avons menés pour un système de mesure nommé KinectLAB, adapté à notre contexte de travail de recherche et basé sur le capteur Kinect de Microsoft. Son utilisation avec un usager en fauteuil roulant est étudiée à travers une expérimentation que nous avons menée au C.E.R.A.H (Centre d'Etude et de Recherche en Appareillage pour Handicapés). Enfin, la pertinence de l'analyse des spécificités motrices des sujets à l'aide du système KinectLAB est étudiée à travers plusieurs expérimentations de terrain au sein du C.H.U Michallon (Centre Hospitalier Universitaire) de Grenoble.

Le cinquième chapitre est une application du processus de conception CARACTH dans un projet de conception pour la pratique musicale dans le cadre d'un concert. Les éléments des chapitres précédents ont alimenté les étapes de notre processus de conception. Ce projet a abouti à la conception de systèmes personnalisables aux possibilités gestuelles de son utilisateur. L'ensemble de nos développements et l'implication d'un certains nombres d'acteurs ont abouti à la création d'échanges musicaux pour tous mélangeant des musiciens en situation de handicap et des musiciens valides sur une même scène lors d'un concert. Dans une deuxième partie, la pertinence de la personnalisation de nos systèmes sur la performance de l'utilisateur à réaliser sa tâche est analysée. Cette évaluation est menée en utilisant la méthode TLX (Task Load Index). L'évaluation est croisée entre les différents utilisateurs interrogés et les différentes aides techniques créées.

La dernière partie de ce document est consacrée à nos apports de recherche. Ces apports sont de différentes natures : méthodologiques, technologiques et humains. Pour conclure, ce mémoire de thèse de doctorat ouvre des perspectives sur des questions abordées mais qui mériteraient de plus amples développements lors de recherches futures.

1. CHAPITRE 1 CONTEXTE DES TRAVAUX DE RECHERCHE

Ce premier chapitre est consacré à la description du contexte dans lequel ce travail de recherche a été mené. Ce contexte est avant tout celui du handicap et plus particulièrement celui des usagers en situation de handicap moteur. C'est également un travail collaboratif avec une équipe pluridisciplinaire : l'association AE2M (l'Adaptation Ergonomique du Matériel Musical) et le CHU Michallon (Centre Hospitalier Universitaire) de Grenoble. Notre intervention s'inscrit aux côtés de musiciens et d'ingénieurs dont l'objectif est de concevoir des systèmes sur mesure pour ce public. Ces produits facilitent la pratique musicale sur des instruments de musique pour les personnes en situation de handicap. De même, les actions menées dans cette thèse ont fait l'objet de collaborations avec des professionnels du paramédical. L'objectif était la création et l'analyse d'expérimentations sur les moyens technologiques développés pour mesurer les possibilités gestuelles des usagers.

La première partie de ce chapitre concerne la compréhension et la définition d'une situation de handicap pour positionner notre point de vue sur ces modèles. La deuxième partie de ce chapitre présente les partenaires impliqués tout au long de ce travail de recherche et leurs compétences. La troisième partie définit le cadre de travail de la thèse et notre méthode de recherche.

1. La situation de handicap

Proposer une définition universelle du handicap semble être difficile, du fait qu'elle est souvent marquée d'une signification affective et/ou intellectuelle péjorative pour les personnes concernées [STIKER ET AL., 2001]. De plus, elle est utilisée dans des champs interdisciplinaires. Les définitions du handicap ont été appréhendées de différentes manières. Leurs perceptions ont évolué avec le temps. Au lieu d'être vu comme un caractère particulier de la personne, le handicap est plutôt perçu comme un ensemble complexe de situations qui sont créées par l'environnement, d'où l'évolution du terme « *une personne handicapée* » vers « *une personne en situation de handicap* ». La première partie de ce chapitre consiste à positionner ce travail de recherche sur « *la situation de handicap* » à partir des modèles existants. En entamant cette démarche, nous souhaitons réinterroger notre vision du handicap. Ce sera donc une familiarisation ainsi qu'une prise de distance avec les définitions du handicap dans l'objectif de contextualiser la situation de handicap avec ce travail de thèse.

1.1. Modèle individuel versus modèle social

Pour obtenir une vision assez large et une conceptualisation commune du handicap, nous nous sommes penchés vers leurs modèles conceptuels. Dans ses travaux, Michael Oliver met en évidence différents modèles conceptuels de handicap en opposant un modèle individuel et un modèle social. [OLIVER, 1996].

Le modèle individuel, nommé également médical, s'appuie sur les déterminants médicaux individuels (pathologies, déficiences, incapacités). Il présente le handicap comme le problème d'un individu caractérisé par une anomalie (ou déviation) par rapport à une norme. Cette représentation a une conséquence sur la conception de solutions s'adressant à cet individu. Selon Delcey, le modèle individuel va « *réduire, réadapter* » un individu « *à une société dont il s'écarte, dont il dévie* » [DELCEY, 2002]. Le modèle social, nommé également socio-environnemental, présente le handicap comme étant d'abord lié à la structure sociale de l'individu. Il est la conséquence des barrages et obstacles rencontrés sur les situations vécues par un membre de la communauté. Les solutions conçues à partir de cette représentation visent plus l'environnement collectif de la personne (accessibilité, organisation, droits...). D'après ce modèle social, Delcey souligne que le handicap est, « *moins perçu comme une anomalie (d'un individu) que comme une différence (diversité) à intégrer dans son ensemble* » [DELCEY, 2002]. Le Tableau 1 présente les caractéristiques fondamentales ainsi que les différences entre ces deux modèles conceptuels [OLIVER, 1996]. Il montre que le handicap est différencié sur un axe commun « Individu et Société » [WINANCE, 2001].

Le modèle individuel permet d'adapter l'individu à la société. Il est centré sur les déficiences et le corps de la personne « *mettant l'accent sur la kinésithérapie, l'ergothérapie et les aides techniques* » [STIKER ET AL., 2001]. C'est une affaire de spécialistes [RAVAUD, 1999]. A l'inverse, le modèle social permet d'adapter la société aux individus. Il est centré sur la conception « *d'un Universal Design pour*

penser un environnement accessible à tous » [STIKER ET AL., 2001]. C'est une question publique et une affaire collective [RAVAUD, 1999].

Le modèle individuel	Le modèle social
Théorie de la tragédie personnelle	Théorie de l'oppression sociale
Problème personnel	Problème social
Traitement individuel	Action sociale
Médicalisation	Auto-assistance
Prédominance professionnelle	Responsabilité individuelle et collective
Expertise	Expérience
Adaptation	Affirmation
Identité individuelle	Identité collective
Préjudice	Discrimination
Attitudes	Comportement
Soins	Droits
Contrôle	Choix
Action	Politique
Adaptation individuelle	Changement social

Tableau 1 Les modèles du handicap d'après Michael Oliver [Oliver 1996]

1.2. Les nuances portées sur ces modèles conceptuels

Jean François Ravaud a nuancé chaque modèle, individuel et social, en deux approches : biomédicale et fonctionnelle puis environnementale et droits de l'homme [RAVAUD, 1999]. Ce travail est résumé dans le Tableau 2.

Modèles Approches	Modèle individuel		Modèle social	
	Biomédicale	Fonctionnelle	Environnementale	Droits de l'homme
Traitement	Guérison par moyens techniques	Rééducation, réadaptation, services spécialisés	Adaptations, Accessibilisation, Services de soutien	Règles politiques et sociales communes
Prévention	Dépistage génétique ou biologique, élimination	Prise en charge précoce ; prévention secondaire (des aggravations)	Elimination des barrières sociales (économiques, physiques)	Reconnaissance de la responsabilité sociale
Responsabilité sociale	Eliminer ou guérir	Qualité de vie, confort, autonomie, compensation	Elimination des obstacles physiques culturels	Réduire les inégalités, droit à pleine citoyenneté

Tableau 2 Les modèles conceptuels du handicap inspirés par Jean François Ravaud [Ravaud, 1999]

Dans l'approche biomédicale, le handicap est assimilé à sa cause médicale. Elle agit sur les déterminants médicaux propres de l'individu puisque les objectifs visés sont la prévention et la guérison. Le modèle du Téléthon illustre bien cette approche [DELCEY, 2002]. Il vise au soutien

de la recherche pour proposer des solutions médicales, biologiques, génétiques etc. permettant de guérir en supprimant la pathologie. Le handicap est considéré comme individuel car la cause et la solution se trouvent dans l'individu [PLOS, 2011]. Winance suggère ainsi « *qu'à partir du moment où l'on supprime l'élément pathogène de la maladie, on supprime également les symptômes, les manifestations de cette maladie* » [WINANCE, 2001].

L'approche fonctionnelle reste aussi individuelle. Cependant, elle élargit l'approche précédente avec toute la réalité des conséquences des maladies chroniques, des mutilés de guerre ou les accidentés du travail [DELCEY, 2002]. Elle agit sur les déterminants médicaux propres de l'individu mais vise à une action corrective par la rééducation et la réadaptation. Cette approche prend une double forme : médicale et sociale. Dans sa forme médicale, l'objectif est de rétablir et d'améliorer les possibilités fonctionnelles de l'individu soit par la rééducation (prise en charge thérapeutique) soit par la compensation (aides techniques) pour se procurer un meilleur confort [RAVAUD, 1999]. Dans sa forme sociale, l'objectif est de permettre à la personne d'être « réintégrée » dans la société [WINANCE, 2001]. Pour Stiker, « *le corps malade est à redresser mais non à guérir* » dans l'approche fonctionnelle [STIKER, 1997].

L'approche environnementale a pour base la notion d'accessibilisation : la personne est limitée par ses déficiences mais également par l'environnement physique et social qui n'est pas accessible [PLOS, 2011]. Elle est le prolongement de l'approche fonctionnelle [SANCHEZ, 1997]. Elle s'appuie sur les déterminants environnementaux (physiques, culturels etc.) des situations de handicap. Ces obstacles peuvent être architecturaux, dû aux comportements sociaux et aux accès aux soins. C'est un renversement de l'approche fonctionnelle car c'est l'environnement qui est normalisé et non l'individu [WINANCE, 2001]. Delcey souligne ainsi que l'approche environnementale est une « *lutte contre les handicaps d'abord axée sur l'élimination des barrières et obstacles* » [DELCEY, 2002].

Enfin l'approche des droits de l'homme est le renforcement du modèle social dans lequel les notions de discriminations et d'égalité des chances sont poussées à l'extrême. Elle agit sur les déterminants des règles sociales inadaptées (lois, règlements etc.), mettant les personnes « *différentes* » en situation d'inégalité des chances [DELCEY, 2002]. Le handicap est dû à un problème d'organisation sociale et de rapport entre la société et l'individu. Tout comme l'approche fonctionnelle, son action est correctrice. Cependant, elle agit sur un ensemble de lois ou droits de l'homme pour supprimer toute discrimination.

1.3. Notre point de vue sur les modèles conceptuels

Nous allons maintenant montrer les approches des modèles conceptuels du handicap qui concernent notre travail de thèse. Nous proposons de décrire les contraintes résultantes de ces approches vis à vis de la conception d'aides techniques pour la pratique musicale. Nous prenons

par exemple la situation suivante particulièrement liée à notre travail de recherche : l'utilisateur est en fauteuil roulant devant un instrument de musique comme un métallophone ; son objectif est de jouer de la musique. Le Tableau 3 résume cette analyse.

Modèles Approches	Modèle individuel		Modèle social	
	Biomédicale	Fonctionnelle	Environnementale	Droits de l'homme
Je ne peux pas jouer du métallophone car	Je suis hémiparétique	Je ne peux pas attraper une mailloche et frapper sur l'instrument	Mon fauteuil roulant m'empêche d'accéder à l'instrument	Il n'existe pas d'instrument de musique adaptés à mon handicap
L'approche concerne ce travail de thèse		X	X	X
Contraintes résultantes		Utilisabilité efficacité, efficacité, satisfaction	Intégration naturelle des solutions dans l'environnement individuel et social	Création d'échanges musicaux pour tous

Tableau 3 Notre position sur les modèles conceptuels

Dans l'approche biomédicale, l'individu est face à une problématique à cause de sa maladie : *je ne peux pas jouer du métallophone car je suis hémiparétique*. Cette approche a pour but de guérir la maladie en développant des solutions pour prévenir ou la faire disparaître. Elle n'est pas directement prise en considération dans ce travail de recherche. Nous n'allons pas proposer de solutions biologiques ou génétiques mais des solutions technologiques qui faciliteront la pratique de la musique. Cependant, de ces solutions pourraient émerger des activités et des tâches permettant de faire ralentir la maladie. Enfin, elles sont susceptibles de s'inscrire dans des actions préventives.

Dans l'approche fonctionnelle, l'individu est face à une problématique à cause de ses capacités réduites : *Je ne peux pas jouer du métallophone parce que je ne peux pas attraper une mailloche et frapper sur l'instrument*. Cette approche est prise en considération dans ce travail de recherche. En général, les solutions proposées permettent de corriger par une rééducation et/ou par une compensation les pertes des fonctions de l'individu (facultés motrices) en proposant des aides technologiques et humaines. Par contre, au lieu de travailler sur les fonctions perdues de l'individu, nous chercherons à concevoir des solutions sur ses possibilités motrices individuelles. Ainsi, les aptitudes propres de l'individu seront au centre de nos préoccupations. Il est donc primordial de connaître en amont les spécificités motrices de la personne en situation de handicap. Il conviendra de concevoir des solutions répondant aux critères d'utilisabilité :

- efficacité (la cible est atteinte, je joue de la musique)
- efficacité (la cible est atteinte avec un moindre effort)
- satisfaction (la solution permet confort, bien-être et sécurité).

Dans l'approche environnementale, l'individu est face à une problématique car l'instrument de musique ne lui est pas accessible : *je ne peux pas jouer du métallophone car mon fauteuil roulant m'empêche d'accéder à l'instrument*. Cette approche est aussi prise en considération dans ce travail de recherche. En général, elle est caractérisée par deux points de vue. La société est conçue dès le départ sans obstacle ou accessible par des aménagements et des adaptations. Ces réponses entraînent principalement des modifications sur le cadre bâti de l'environnement. Il conviendra de concevoir des solutions qui soient accessibles :

- elles s'intègrent naturellement dans l'environnement individuel de la personne (utilisation avec des usagers en fauteuil roulant par exemple)
- elles s'intègrent naturellement dans l'environnement social de la personne (utilisation en jeu musical et manipulation par l'entourage).

Dans l'approche des droits de l'homme, l'individu est face à une problématique à cause de la non-disponibilité d'instruments de musique appropriés : *Je ne peux pas jouer du métallophone parce qu'il n'existe pas d'instrument de musique adaptés à mon handicap*. Cette approche agit pour supprimer toute discrimination. Nous n'allons pas définir des nouvelles règles spécifiques ou des lois dans ce travail de recherche. Par contre, il sera intéressant, en plus de fournir des aides techniques pour la pratique musicale, de créer des échanges musicaux pour tous. Il conviendra d'intégrer ensemble les personnes en situation de handicap et les personnes valides dans des concerts ou des échanges musicaux.

Dans cette partie du chapitre, une vision très large du handicap a été obtenue avec ses modèles conceptuels. La définition de quatre approches, biomédicale, fonctionnelle, environnementale et des droits de l'homme, a permis de définir une conceptualisation commune du handicap. Comparer une situation particulière sur chaque approche a permis de positionner ce travail de recherche sur le contexte du handicap et d'en définir les contraintes résultantes.

2. La présentation des partenaires

En raison d'un contexte bien spécifique entourant le handicap, la musique et le médical, ce travail de thèse ne pouvait pas s'accomplir sans l'intervention d'une équipe pluridisciplinaire dans nos activités de recherche. Cette thèse a pour objectif de contribuer à une meilleure prise en compte des usagers et des usages, par la mise en place d'outils et de méthodes permettant de les comprendre et de les prendre en compte. Lors des projets réalisés avec les deux partenaires présentés ci-dessous, les objectifs sont à chaque fois de caractériser les spécificités motrices de ces utilisateurs :

- avec l'Association AE2M pour concevoir des systèmes personnalisables aux capacités motrices d'un utilisateur en situation de handicap. Cette association a une double position en tant que « *client* » des projets de conception et en tant que référent pour la conception de systèmes permettant la pratique musicale.

- avec le CHU Michallon de Grenoble, pour proposer une méthode robuste de mesure des spécificités motrices des personnes en situation de handicap. Dans cette thèse, le CHU de Grenoble se positionne comme « *expert* » pour tester et valider les outils de mesures

Les objectifs et les structures organisationnelles des partenaires sont présentés ci-après. Cette démarche doit permettre de comprendre et d'intégrer l'ensemble de nos interactions avec ces partenaires, pour mieux gérer les connaissances et les compétences que nous mettrons en commun, ainsi que les échanges lors de nos travaux collaboratifs.

2.1.L'association AE2M

L'association AE2M a pour objectif de mettre à disposition de personnes en situation de handicap moteur des systèmes mécaniques et/ou électromécaniques leur permettant de jouer d'un ou de plusieurs instruments de musique avec le même niveau d'autonomie que les personnes valides. Il s'agit de produire des sons et de tout mettre en œuvre pour que la personne en situation de handicap moteur puisse agir elle-même volontairement sur l'instrument. Les activités proposées dans le cadre de la collaboration entre notre laboratoire de recherche G-SCOP et l'Association AE2M concernent donc la conception de solutions personnalisables dans un contexte spécifique : jouer des instruments de musique. Au-delà, cette collaboration permet aux futurs usagers de rencontrer et de côtoyer des personnes valides, de leur donner accès à la culture musicale et donc à la socialisation [THONY ET AL., 2008]. Ce travail nécessite la mise en œuvre d'une forte complémentarité entre les trois compétences Paramédicale / Musicale / Ingénierie qui illustre bien la philosophie de ce projet puisqu'il favorise la pluridisciplinarité et la transversalité [THOMANN ET AL., 2008].

2.1.1. L'histoire

Le Projet d'Adaptation Ergonomique du Matériel Musical existe depuis septembre 2004 (<https://sites.google.com/site/associationae2m/>). Il a été initié par un musicien enseignant lors de ses interventions auprès des enfants en situation de handicap moteur (myopathe, Infirme Moteur Cérébral) en institut médico-éducatif. Les difficultés rencontrées pour parvenir à faire jouer de la musique à ces usagers l'ont vite questionné. C'est à partir de ce moment que des idées ont germé et que les premiers systèmes d'assistance ont été proposés par le musicien pour permettre aux enfants de jouer de certains instruments de percussion. Devant le succès très rapide des premiers prototypes proposés aux enfants et devant l'engouement général que suscitaient ces nouvelles possibilités de jeu musical, de nouveaux moyens humains, techniques et financiers sont vite devenus nécessaires. Progressivement, le musicien enseignant a été rejoint par une équipe composée d'un enseignant-chercheur, d'un ingénieur et d'un ergothérapeute. C'est ainsi que cette équipe a pris l'initiative de proposer des projets à des étudiants en université. Des moyens techniques nécessaires à l'évolution de ce travail passionnant ont été mis en place

[THOMANN ET AL., 2008] [THONY ET AL., 2008] [THOMANN ET AL., 2009] [THOMANN ET AL., 2011]. L'ensemble des activités de l'association AE2M sont actuellement réalisées grâce à des subventions obtenues de la Ville de Grenoble, du Conseil Général de l'Isère, de la Région Rhône-Alpes et occasionnellement, sur projet, par d'autres organismes indépendants.

2.1.2. L'organisation et la démarche

Les travaux se déroulent en grande partie lors de projets pédagogiques universitaires dans des établissements d'enseignements supérieurs. Les enseignants, chercheurs et ingénieurs mettent à disposition du projet leurs expériences en conception de produit, production, fabrication et en gestion de projet pour que le travail soit mené de manière exemplaire. Nous avons pu nous rendre compte, à l'issue de ces projets, de l'importance de la participation des enfants en situation de handicap (utilisateurs) au cœur du processus de conception. *« Il nous est inconcevable de ne pas donner une place privilégiée à l'enfant lors des études menées. Par leur implication, ils nous renvoient leurs impressions et nous donnent des avis critiques »* [THOMANN ET AL., 2009]. La présence de l'ergothérapeute est importante lors des projets de conception. Quand l'enfant n'a par exemple pas l'usage de la parole, nous étions attentifs à ses réactions de joie et aux mimiques pouvant être interprétées par les personnes qui le côtoient au quotidien comme les ergothérapeutes. Leurs interventions régulières ont permis de guider les réalisations pour qu'elles soient toujours plus proches des enfants et de leurs handicaps. En plus de ces compétences liées au milieu du handicap, le Conservatoire à Rayonnement Régional (CRR) de Grenoble met à disposition de ces projets des musiciens expérimentés dans les domaines de la musique et de l'acoustique, sans oublier la création musicale, favorisant la rencontre des musiciens handicapés et valides.

Cette cohésion interdisciplinaire de compétences permet actuellement de proposer quelques prototypes de systèmes d'adaptation ergonomique de matériel musical à tout individu, association ou entité désirant en acquérir. Les interactions autour de l'association AE2M sont représentées sous la forme d'un triangle de compétences Paramédicale / Musicale / Ingénierie (Figure 1). Pour une meilleure compréhension de cette représentation, nous présentons quelques-uns des rôles de ces spécialistes. Les ingénieurs doivent être familiers avec les propriétés des instruments de musique sur lesquels les futurs utilisateurs souhaitent jouer. Ils consultent donc les spécialistes musiciens de ce projet. De plus, les ingénieurs ont besoin de discuter avec les spécialistes du paramédical qui travaillent au quotidien avec les utilisateurs en situation de handicap. Par exemple, ils ont une bonne connaissance des spécificités physiques des futurs utilisateurs.

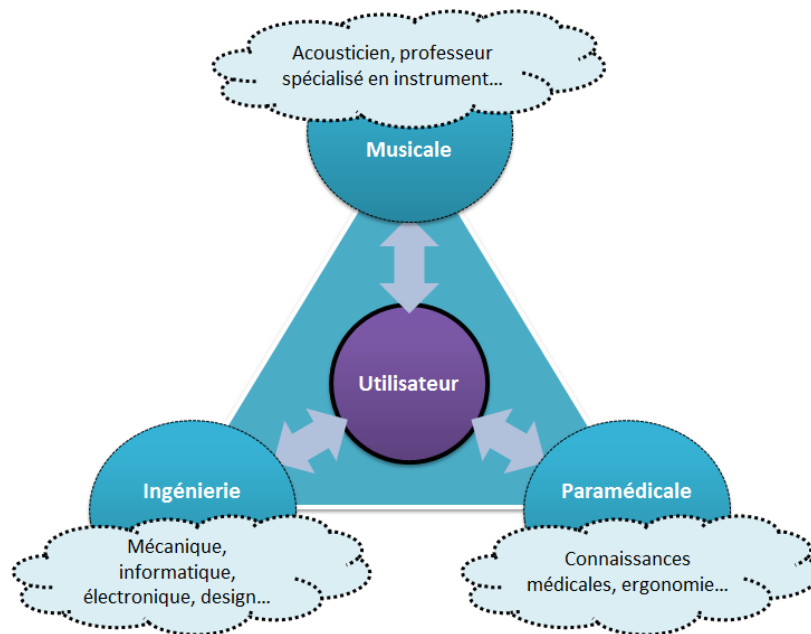


Figure 1 Le triangle de compétences de l'association AE2M

2.1.3. Des produits en cours de conception

Des systèmes adaptés et des réalisations complètes sont actuellement proposés à de nombreux enfants accueillis en établissements spécialisés dans l'agglomération grenobloise. Le travail effectué dans l'association AE2M englobe plusieurs sous-projets pour différentes personnes et différents instruments de musique. Un premier projet initié par l'association AE2M est le Portique Plateau Orthèse (PPO). Ce portique (Figure 2) a pour objectif de répondre à plusieurs exigences liées à la pratique de certains instruments de percussions de types lames en bois (xylophone) ou métal (métallophone).



Figure 2 Mise en situation du portique avec le plateau et l'orthèse adaptée

Ce système respecte les fonctionnalités suivantes [THONY ET AL., 2008] :

- l'accès facile à l'instrument avec le fauteuil roulant manuel ou électrique,
- le soutien des membres supérieurs de l'utilisateur atteint d'une maladie ayant comme conséquences une atrophie musculaire progressive,

- un réglage précis de la position de l'instrument en fonction de ses dimensions et de la carrure de l'utilisateur en situation de handicap,
- un rangement efficace et rapide.

Le PPO se présente comme un système fonctionnel associé à un système d'orthèse pour compenser les fonctions motrices perdues de l'utilisateur. Il intègre une approche environnementale car l'instrument est accessible aux utilisateurs avec leurs dispositifs de mobilité.

Un autre projet est le tambour sauterelle dont les caractéristiques intègrent une approche environnementale. L'objectif de ce système (Figure 3) est de permettre un accès facile au tambour par la personne en situation de handicap. Les trois pieds de ce tambour ont été repensés pour proposer une forte inclinaison de l'instrument permettant la proximité du fauteuil pour une aisance du jeu [THONY ET AL., 2008].



Figure 3 Photographie du tambour sauterelle

Le dernier système présenté s'adresse aux utilisateurs qui ne peuvent pas saisir une mailloche pour frapper sur un instrument de percussion. Il s'agissait de concevoir un système de frappe actionné par l'utilisateur. Suite à une proposition technique du musicien validée par l'ensemble des parties prenantes de l'association AE2M, des étudiants ont mis en œuvre le système Mailloche ElectroMécanique (MEM) composé d'un contacteur, d'un électro-aimant et d'une liaison mécanique pour permettre une frappe de la mailloche sur un instrument de percussion (tambour, djembé, cymbale...). Ce système (Figure 4) est actuellement le plus utilisé lors des activités musicales de l'association AE2M. La MEM présente les fonctionnalités utiles suivantes :

- la possibilité de changer d'interface rapidement et facilement en fonction des capacités des enfants (utilisation possible des contacteurs déjà utilisés au quotidien par les enfants) ;
- le système est monté sur un pied indépendant éliminant la transmission des vibrations du système au tambour et permettant un repositionnement en fonction de l'instrument de musique.



Figure 4 Prototype du boîtier (à gauche) et utilisation de la MEM en situation musicale (à droite)

2.1.4. Notre rôle dans l'association AE2M

Quelle que soit l'étape du processus de conception de matériel, les actions nécessaires à sa progression gravitent autour de l'utilisateur en situation de handicap. Il convient de vérifier avec l'utilisateur en situation de handicap, l'acceptabilité des solutions de conception permettant la pratique musicale. De même, il convient de proposer, pour les membres de l'association AE2M, une méthode permettant de faciliter la conception d'aides techniques pour la pratique musicale (Figure 5).

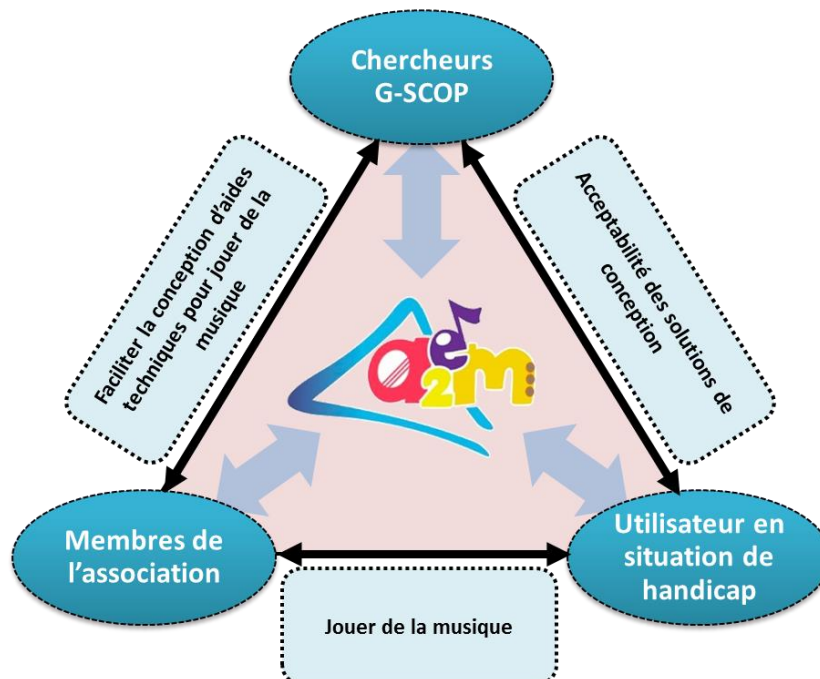


Figure 5 Les interactions lors des interventions avec l'association AE2M

Pour chaque projet de conception, le travail collaboratif avec l'association AE2M doit permettre le respect des contraintes suivantes soulignant les besoins des experts musiciens pour permettre à la fois un jeu de bonne qualité mais aussi une adéquation avec l'utilisabilité du système adapté ainsi que son milieu d'utilisation. :

- l'analyse du geste musical permettant un bon son (critères spécifiques définis par le musicien) doit être décortiquée ;

- les capacités physiques de l'utilisateur doivent être minutieusement analysées dans l'objectif de proposer une interface utilisateur appropriée pour le jeu musical sur un instrument donné ;
- Tout l'environnement de travail de l'utilisateur (fauteuil, verticalisateur, tablette, joystick de commande du fauteuil, etc.) doit être prise en compte pour que le système puisse s'y intégrer naturellement ;
- des contraintes de temps et de facilité d'installation du système doivent également être prises en compte.

2.2. Le CHU Michallon de Grenoble

Le travail collaboratif avec le Centre Hospitalier Universitaire Michallon de Grenoble se déroule dans le contexte d'activités médicales réalisées par des équipes de kinésithérapeutes. Nous souhaitons démontrer la pertinence technologique des outils développés au laboratoire G-SCOP, en particulier les moyens de mesure des capacités motrices des personnes en situation de handicap. Pour cela, nous avons validé avec les praticiens hospitaliers et auprès de patients, nos développements matériels et logiciels lors des bilans moteurs effectués au sein du CHU de Grenoble (Figure 6). Nous choisissons de travailler avec les praticiens hospitaliers pour leurs compétences et expertises dans le domaine de la motricité (contrôle de la posture, analyse du mouvement, maîtrise de la complexité de la motricité humaine) et leurs grandes expériences avec des personnes « *saines* » et « *pathologiques* » lors des activités d'évaluations des capacités motrices des patients. L'acceptabilité de l'utilisation des nouvelles technologies par les patients est cruciale pour nous. Une grande partie de ce projet est effectivement basée sur leur volonté à participer à nos expérimentations.

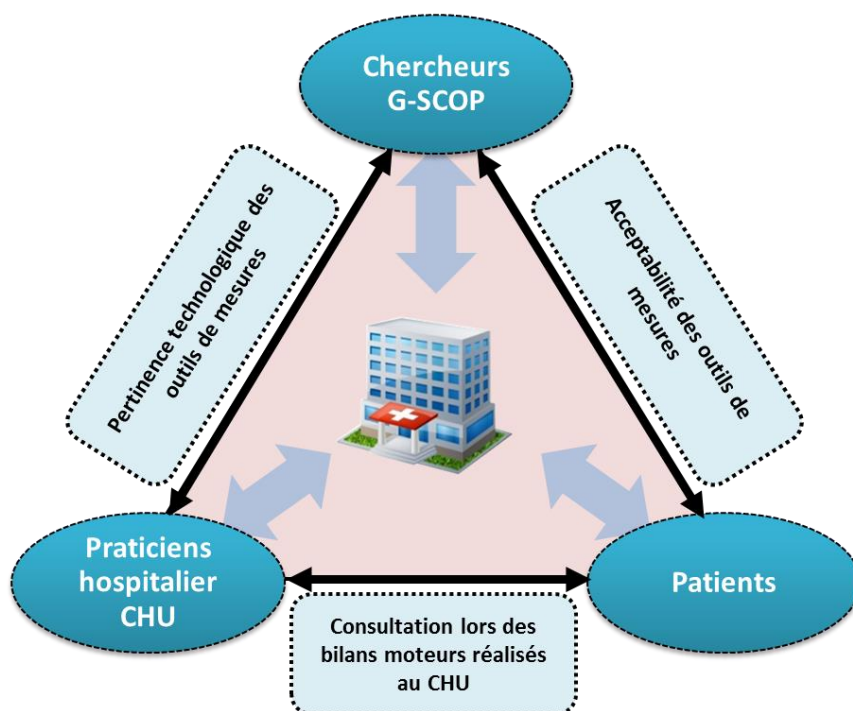


Figure 6 Les interactions lors des interventions au CHU de Grenoble

3. Le cadre de travail de la thèse

Nous allons définir le cadre de travail de cette thèse en exposant notre approche et les objectifs de contributions mais également notre méthode de recherche.

3.1. Notre approche et les objectifs de contributions

Notre approche intègre tout naturellement une approche expérimentale. Elle permet d'étudier l'Interaction Sujet-Instrument de musique dans l'objectif de faciliter la conception de système permettant aux personnes en situation de handicap de jouer de la musique. Il est important d'utiliser des terminologies marquées d'une signification positive. En choisissant le terme de « *sujet* », nous voulons signifier toutes les composantes identifiant l'individu soumis à l'observation. Notre approche expérimentale étudie la caractérisation des spécificités motrices des sujets dans l'objectif de proposer des outils pour la mesure et l'interprétation de leurs possibilités gestuelles. L'objectif est de créer un modèle utilisateur du sujet intégrant ses spécificités motrices. Cette modélisation du sujet fournit des informations utiles pour l'équipe de concepteurs dans le but de créer des systèmes personnalisables aux capacités physiques de l'utilisateur. En choisissant le terme d'« *utilisateur* », nous désignons une personne qui interagit avec un produit. L'objectif final est de proposer une méthodologie permettant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables. Elle doit permettre la conception de systèmes répondant aux besoins et aux exigences de l'association AE2M.

Pour les produits en cours de conception (partie 2.1.3 de ce chapitre), nous avons observé que l'évolution des pathologies n'était pas toujours prise en compte. Elle implique parfois le changement de l'appareillage médical propre de l'enfant (parfois tout simplement du fait que les enfants grandissent). Ces dispositifs sont eux-mêmes parfois utilisés pour le placement des systèmes conçus (tablette des fauteuils roulants par exemple). De plus, une intégration naturelle de nouvelles solutions semblait difficile. La question de l'adaptation du système à d'autres utilisateurs, et donc à différents types de situation de handicap, était souvent posée. Ainsi, il est à noter que dans un nombre de cas non négligeable, une modification mineure et bien réfléchie d'une partie du système peut permettre à un public beaucoup plus large de s'en servir. Tous les projets de conception doivent être pensés dans cette optique. Ce travail de thèse nécessite de délimiter des modularités du produit et donc permettre de proposer des parties génériques aux systèmes conçus. Cependant, l'association AE2M ne propose pas d'architecture produit modulaire permettant une conception évolutive de ces systèmes pour jouer de la musique. Enfin, les outils de formalisation du besoin dont disposaient les concepteurs, également pour analyser les spécificités motrices des utilisateurs, ne sont pas toujours adaptés à la situation. Notamment trop peu de temps est consacré à l'analyse des capacités motrices et à l'environnement de l'utilisateur, par le concepteur, lors des études de terrain. De plus, d'un point de vue organisationnel, il peut être difficile de demander aux utilisateurs en situation de handicap de pratiquer des analyses des spécificités motrices autres que dans leur contexte socioculturel.

En raison de nombreuses contraintes à respecter pour les projets de conception, nous privilégions les études de terrain. Elles permettent une meilleure compréhension et une meilleure définition des situations d'usages des systèmes à concevoir. Nous vérifierons l'utilisabilité des solutions de conception dans leur contexte d'usage.

3.2. La méthode de recherche

Notre approche expérimentale entraîne ainsi de nombreux déplacements entre le laboratoire et le terrain. Le travail en laboratoire consiste à comprendre les situations problématiques observées sur le terrain, proposer des concepts de solutions et préparer les activités expérimentales (voir 1 sur la Figure 7). Les concepts de solutions sont réalisés grâce à la mise à disposition des moyens de la plate-forme Gi-NOVA de l'AIP Primeca Dauphiné Savoie de Grenoble. Cette plate-forme est dédiée à l'innovation, au prototypage et aux simulations des produits et des systèmes de production. Elle propose une large panoplie d'outils de pointe permettant le passage de l'idée à l'industrialisation. Son espace de prototypage et de mesures permet la réalisation des prototypes physiques à l'aide de techniques de prototypage rapide (stratoconception, imprimante 3D, etc.).

Il est nécessaire ensuite de tester et d'évaluer les concepts de solutions dans les situations contraignantes de notre terrain d'étude. En raison des nombreuses interventions à l'extérieur du laboratoire, le matériel et les outils développés doivent être transportables (voir 2 sur la Figure 7). Ce critère est important pour le choix des technologies. Par exemple pour la caractérisation des spécificités motrices, nous souhaitons proposer un kit de mesure tenant dans une valise. L'ensemble des interventions permet de tester, d'observer et d'évaluer les solutions de conception lors d'expérimentations avec les acteurs et partenaires concernés (voir 3 sur la Figure 7). Nous intervenons auprès de l'association AE2M (voir 4 sur la Figure 7) et des utilisateurs en situation de handicap (voir 5 sur la Figure 7) pour les expérimentations sur l'interaction Sujet-Instrument de musique ainsi qu'au CHU pour les expérimentations sur les outils de caractérisation des spécificités motrices des sujets (voir 6 sur la Figure 7).

Pour une acceptabilité des technologies par les sujets ou utilisateurs, le matériel utilisé pour les expérimentations est non-invasif (ne pas créer de lésion dans l'organisme du sujet) et non-intrusif (ne pas harnacher le sujet de capteurs). Ces caractéristiques sont importantes pour le choix des technologies de mesure des spécificités motrices mais aussi des technologies permettant de jouer de la musique. Le contexte organisationnel de nos partenaires est à prendre en considération pour le bon déroulement des expériences.

A l'issue de nos interventions, nous souhaitons promouvoir une caractérisation du sujet sous deux aspects : créer un modèle utilisateur et proposer des activités ludiques. Le premier consiste à obtenir des informations pertinentes pour le concepteur sur les capacités motrices de l'utilisateur. Le deuxième consiste à proposer aux utilisateurs un espace confortable et sécuritaire par des

« *activités ludiques* » Cependant, nous avons bien conscience que suivant les objectifs de l'évaluation, la méthode employée et les outils déployés, les deux aspects ne pourront pas être traités de manière similaire. Rigueur et souplesse sont aussi les points clefs pour le bon déroulement et le succès des expérimentations. La rigueur est notre capacité à prendre du recul, à étayer ses conceptions et à juger notre intervention sur le terrain. La souplesse représente notre capacité à s'adapter aux exigences d'une situation et de les redéfinir au fur et à mesure. Pour faciliter ces changements, nous maintenons en permanence une veille des connaissances, des modèles et des technologies afin d'augmenter notre liberté et notre capacité d'intervention. En raison des contraintes de temps présentes lors des expérimentations, il convient que le matériel soit facile à installer et permette une collecte et une sauvegarde de données rapides (voir 7 sur la Figure 7). De retour au laboratoire, nous pouvons capitaliser les données et les résultats obtenus (voir 8 sur la Figure 7) pour tirer des conclusions, créer des modèles ou les faire évoluer, et préparer ainsi les prochaines interventions.

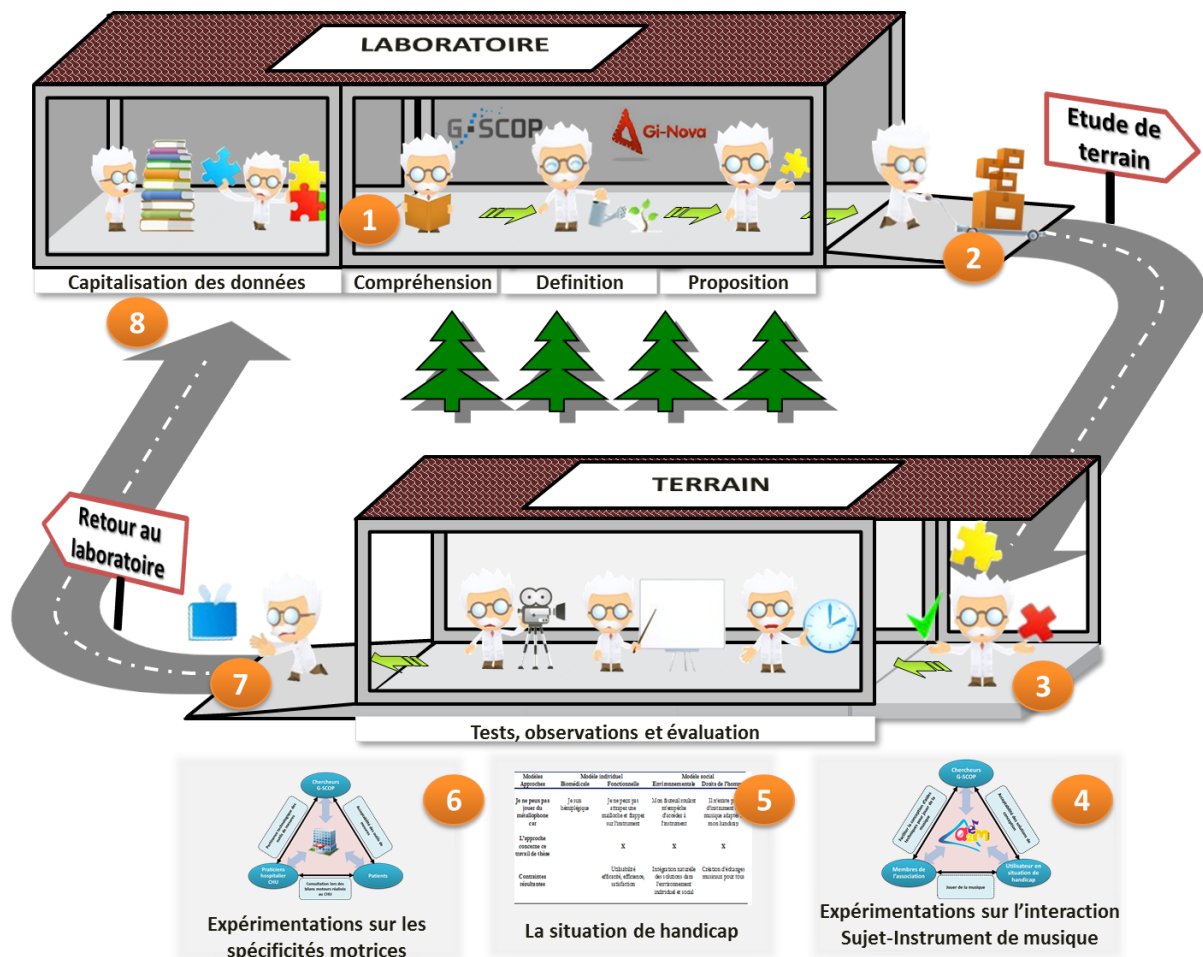


Figure 7 Une méthode de recherche expérimentale et durable

4. Conclusion

Ce premier chapitre a présenté le contexte des travaux de recherche de cette thèse. Nous avons positionné notre point de vue sur les modèles d'une situation de handicap. La définition des

connaissances et compétences, liées à ce contexte, a permis d'intégrer l'ensemble des interactions avec les partenaires impliqués. Par cette démarche, nous avons défini le cadre de ce travail de recherche. Nous proposons de présenter dans le chapitre suivant un état de l'art basé sur les éléments constitutifs de la situation de handicap, les approches de conception dans le domaine du handicap, sur l'interaction homme machine dans le domaine musical et sur les outils d'identifications des capacités motrices. Cet état de l'art en étroite relation avec ce premier chapitre nous permettra de justifier nos choix scientifiques et technologiques.

2. CHAPITRE 2 ETAT DE L'ART

Le deuxième chapitre de ce manuscrit établit un cadre théorique pour l'étude des processus, des méthodes, des outils et des technologies mises en jeu dans ce travail de thèse. Il constitue un aperçu des travaux de recherche sur les approches de conception, l'Interaction Homme Machine dans le domaine musical et l'analyse des spécificités motrices des sujets.

Avant tout, la première partie de ce chapitre renseigne sur les éléments constitutifs de la situation de handicap par les classifications internationales. La deuxième partie étudie les approches de conception dans le domaine du handicap. La troisième partie analyse l'Interaction Homme Machine dans un contexte musical allant de la présentation du processus musical comme une chaîne de communication vers la nature des éléments le constituant. La quatrième partie examine les moyens théoriques et technologiques dédiés à l'analyse des spécificités motrices, et particulièrement les outils de capture de mouvement pour analyser les possibilités gestuelles des sujets. Cet état de l'art servira de support à une proposition de méthode de conception de produits adapté aux capacités motrices de son utilisateur.

1. Les éléments constitutifs de la situation du handicap

Les classifications internationales du handicap ont des rôles très importants pour la compréhension et l'évaluation du handicap. Elles permettent à la fois de décrire, d'évaluer, de fournir un outil de description et de collecte de données sur l'état de santé de la population. Elles aident à la mise en place d'un vocabulaire commun entre professionnels de la santé. Si nous nous sommes intéressés à ces classifications, c'est parce qu'en tant qu'intervenant auprès d'une équipe pluridisciplinaire, nous avons eu à les accompagner sur l'évaluation de la situation de handicap des individus, et plus principalement sur leurs spécificités motrices. Les publications des classifications et évaluations du handicap nous ont encouragés à les découvrir pour y dégager leurs composantes et leurs limites. Ces dernières me permettront d'identifier les éléments constitutifs de la situation de handicap à prendre en considération dans notre contexte de travail. Nous proposons de considérer les publications les plus récentes des classifications (CIH, CIF, PPH, SIMH) pour comprendre les composantes qui entourent la situation de handicap.

1.1. La Classification Internationale du Handicap (CIH)

La conception d'une classification des handicaps induit la crainte de voir les personnes mises en compartiments, leur souffrance en rubrique, leurs problèmes quotidiens en tableaux et pourcentages. Pourtant, Delcey souligne que « *ces terminologies existent, car il y a toujours obligation de définir, de désigner, ne serait-ce que pour reconnaître le handicap et échanger entre intervenants* » [DELCEY, 2002].

Une classification n'est pas un classement mais une réflexion sur des concepts ou des mots. C'est l'objectif de la Classification Internationale du Handicap (CIH) élaborée par Philippe Wood dans les années 1970. En effet, sa conception a été entourée de réflexions pour : « *considérer le handicap comme la conséquence d'une maladie (ou d'un accident) au lieu de l'assimiler à sa cause* » [DELCEY, 2002]. La CIH est « *un manuel de classification des conséquences des maladies* » [CHAPIREAU, 2001]. Elle est déclinée en 3 niveaux : les déficiences, les incapacités et les désavantages. Ces termes représentent les éléments constitutifs de la situation de handicap de l'individu. Le modèle de la CIH est représenté sur la Figure 8.

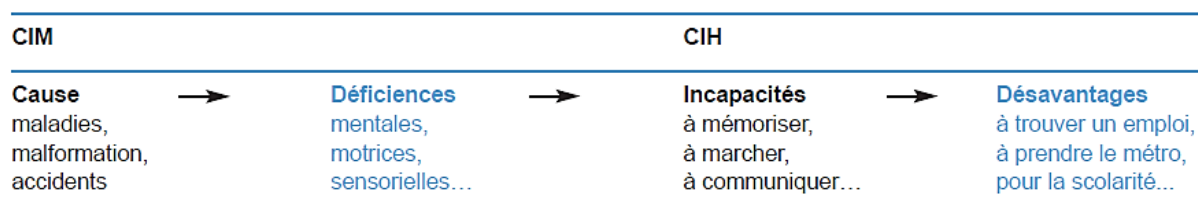


Figure 8 La classification internationale du Handicap [Delcey, 2002]

Dans le domaine de la santé, les définitions de ces trois niveaux de conséquences d'une maladie sont les suivantes [CHAPIREAU, 2001] [BARREYRE ET AL, 2001] :

- une déficience correspond à toute altération ou perte d'une structure et fonction psychologique, physiologique ou anatomique ;
- une incapacité correspond à une réduction (résultant d'une déficience), partielle ou totale, de la capacité d'accomplir une activité d'une façon ou dans les limites considérées comme normales par un être humain ;
- un désavantage pour un individu donné résulte d'une déficience ou d'une incapacité qui limite ou interdit l'accomplissement d'un rôle normal (en rapport avec l'âge, le sexe, les facteurs sociaux et culturels).

Bien que la France soit l'un des pays qui a le plus intégré cette classification dans ses textes réglementaires [COLVEZ ET CHAPIREAU, 1998], la CIH présente des limites. Avec l'introduction de l'élément « désavantage », cette classification semble être un modèle médico-social. Cependant, le modèle médical reste omniprésent [BARRAL, 1999] [RAVAUD, 1999] [ROUSSEL, 1999] :

- seule la maladie est la cause du handicap ;
- les niveaux qui décrivent le handicap sont fortement liés à l'individu ;
- les éléments qui prennent en considération le désavantage sont très peu développés par rapport aux descriptions dédiées à la déficience ;
- les références à l'environnement de l'individu sont généralement absentes.

Il faut bien prêter attention à la notion de désavantage qui n'est pas seulement la conséquence d'une déficience. Pour expliquer, nous reprenons un exemple très connu pour illustrer les limites de cette classification : *Je suis amputé du petit doigt*. Cette déficience n'aura pas le même impact pour chaque individu. Pour la plupart, cette amputation sera cause d'une déficience sans conséquence notable (à l'opposé d'une amputation du pouce). Mais chez un violoniste, cette amputation sera cause d'un désavantage majeur car il ne pourra plus jouer du violon. Le désavantage, en plus d'être une des conséquences d'une déficience, dépend donc d'éléments personnels et environnementaux de l'individu.

1.2. La Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF)

Pour répondre aux limites et aux critiques de la CIH, un processus de révision fut lancé par l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé). Ces évolutions ont impliqué la participation de très nombreux centres de recherche et d'experts, mais aussi d'associations de personnes souffrant de handicap [CHAPIREAU, 2002]. La CIH fut alors rebaptisée en 2001 la CIF (Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé) [OMS, 2001]. Au lieu d'être présentée comme un manuel de classifications des conséquences de la maladie (CIH), les réflexions ont amené à l'utilisation de termes de « *composantes de la santé* » représentant les éléments

constitutifs de la situation de handicap de l'individu : problèmes de santé, fonctions organiques et anatomiques, activités, participation, facteurs environnementaux. Les définitions de ces composantes sont les suivantes [CHAPIREAU, 2001] [OMS, 2001] :

- les problèmes de santé font références aux maladies, traumatismes ou troubles ;
- les fonctions organiques désignent les fonctions physiologiques des systèmes organiques (y compris les fonctions psychologiques) ;
- les structures anatomiques désignent les parties anatomiques du corps telles que les organes, les membres et leurs composantes ;
- une activité désigne l'exécution d'une tâche par une personne ;
- la participation désigne l'implication d'une personne dans une situation de vie réelle ;
- les facteurs environnementaux désignent l'environnement physique, social et attitudinal dans lequel les gens vivent et mènent leur vie.

A ces composantes sont couplés les problèmes de fonctionnement humain qui sont liés entre eux :

- les déficiences désignent des problèmes dans la fonction organique ou la structure anatomique tels qu'un écart ou une perte importante ;
- les limitations d'activité désignent les difficultés que rencontre une personne dans l'exécution de certaines activités ;
- les restrictions de participation désignent les problèmes qu'une personne peut rencontrer en s'impliquant dans une situation de vie réelle.

La CIF intègre dans sa forme des facteurs personnels de l'individu (la motivation, l'estime de soi ou la culture par exemple), qui peuvent avoir une influence sur l'intensité de la participation d'une personne à la vie de la société. Le modèle de la CIF est représenté sur la Figure 9.

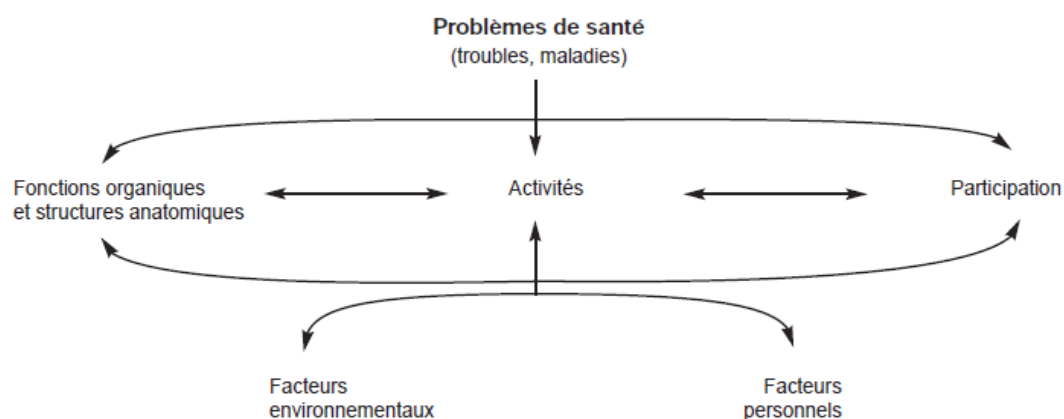


Figure 9 La Classification Internationale du Fonctionnement du handicap et de la santé [Delcey, 2002]

Les flèches de la Figure 9 sont bidirectionnelles, reflétant la possible influence mutuelle des composantes d'une situation de handicap sur l'individu. La CIF propose ainsi d'aborder le handicap en tant qu'individu et en tant qu'être social [DELCEY, 2002]. Cette forme permet une excellente conceptualisation de la situation du handicap pour toutes les parties prenantes en proposant un modèle « *biopsychosocial* » [GUYOT, 2002]. Pour Edwards & Jones « *plutôt qu'une relation linéaire de cause à effet entre une maladie ou une condition pathologique et son expression clinique* », la CIF « *reflète les relations réciproques où le « biomédical » influence le « psychosocial » et inversement* ». [EDWARDS ET JONES, 2007]. L'OMS, avec la publication de la CIF, a donc défini des termes neutres pour supprimer les connotations négatives qui entraînent la mise à l'écart des individus. Par contre, ce modèle prend en compte les dimensions environnementales de l'individu comme des facteurs contextuels. Le handicap est seulement le résultat des problématiques d'interactions entre les fonctions organiques/anatomiques, l'activité et la participation de l'individu. Les trois axes d'interaction centrés sur la notion de situation de handicap de la CIF (fonctions organiques, activités et participation) n'intègrent pas le ressenti de l'individu [JAUDOIN ET AL. 1, 2008]. Les habitudes de vie ou le point de vue de la personne ne sont pas pris en compte dans ce modèle.

1.3. Le Processus de Production du Handicap (PPH)

Le RIPPH (Réseau International du Processus de Production du Handicap) est un organisme qui visait l'amélioration de la CIH par le biais de la recherche et d'experts québécois. Après plusieurs années, les travaux de recherche dirigés par Patrick Fougeryrollas ont permis de publier en 1998 une nouvelle classification : le Processus de Production du Handicap (PPH). Les réflexions apportées sur cette classification ont amené à la proposition d'un modèle basé sur « *un modèle anthropologique de développement applicable à tout être humain* » [FOUGEYROLLAS, 1998]. La situation de handicap réside d'une réduction de la réalisation des habitudes de vie, résultant de l'interaction entre différents facteurs contextuels [DELCEY, 2002]. Le modèle du PPH est représenté sur la Figure 10.

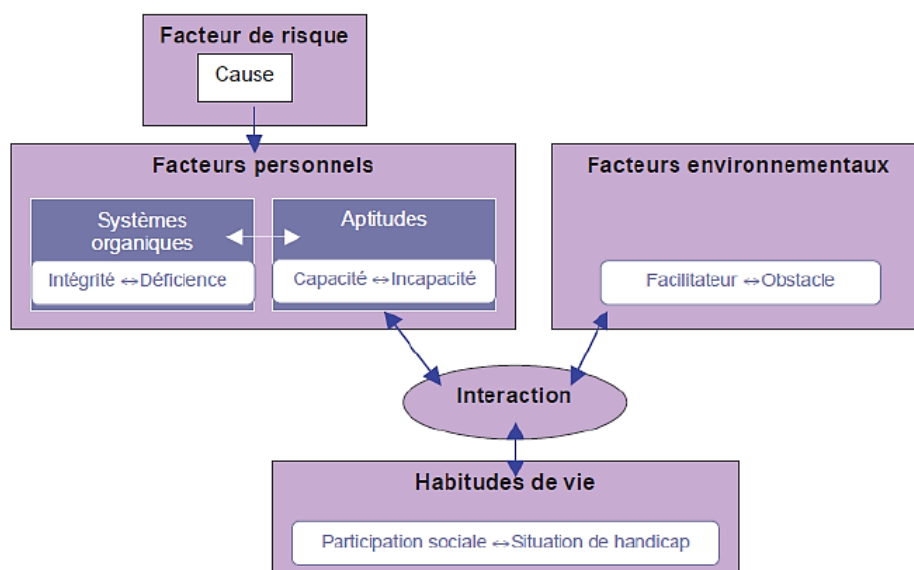


Figure 10 Le processus de production du handicap [Fougeryrollas, 1998] [Plos, 2011]

Dans le PPH, les éléments constitutifs de la situation de handicap sont : les facteurs de risques, les facteurs personnels, les facteurs environnementaux et les habitudes de vie. Leurs définitions sont les suivantes [FOUGEYROLLAS, 1998] :

- un facteur de risque est un élément appartenant à l'individu ou provenant de l'environnement susceptible de provoquer une maladie, un traumatisme ou toute autre atteinte à l'intégrité ou au développement de la personne ;
- un facteur personnel est une caractéristique appartenant à la personne, telle que l'âge, le sexe, l'identité socioculturelle, les systèmes organiques, les aptitudes, etc. ;
- un facteur environnemental est une dimension sociale ou physique qui détermine l'organisation et le contexte d'une société ;
- une habitude de vie est une activité courante ou un rôle social valorisé par la personne ou son contexte socioculturel selon ses caractéristiques (âge, sexe, l'identité, etc.). Elle assure la survie et l'épanouissement d'une personne tout au long de son existence.

La Figure 10 montre que chaque élément du handicap constituant le PPH possède diverses composantes [FOUGEYROLLAS, 1998] :

- Une cause est un facteur de risque qui a entraîné un traumatisme ou toute autre atteinte à l'intégrité ou au développement de la personne ;
- Le système organique est un facteur personnel qui correspond à un ensemble de composantes corporelles visant une fonction commune ;
- Une aptitude est un facteur personnel sur la possibilité pour une personne d'accomplir une activité physique ou mentale ;
- Un facilitateur correspond à un facteur environnemental qui favorise la réalisation des habitudes de vie (en interaction avec les facteurs personnels) ;
- Un obstacle correspond à un facteur environnemental qui entrave la réalisation des habitudes de vie (en interaction avec les facteurs personnels) ;
- Une situation de participation sociale correspond à la pleine réalisation des habitudes de vie ;
- Une situation de handicap correspond au contraire à la réalisation partielle ou à la non réalisation des habitudes de vie.

Selon le PPH, la situation de handicap n'est pas un état figé mais évolutif en fonction de facteurs personnels, contextuels (habitudes de vie) et environnementaux. Elle peut être influencée par le développement et le renforcement de nos aptitudes ou par la compensation de nos déficiences, mais également par la réduction jusqu'à l'absence des obstacles perçus (comme les facilitateurs). Le PPH apporte « *un modèle global et non-discriminatoire de la situation de handicap* » et « *reste actuellement le plus pédagogique et le plus simple pour faire appréhender les interactions conditionnant l'adaptation et l'intégration d'un handicap* » [JAUDOUIN ET AL. 2, 2008]. En revanche, l'utilisation du terme « *déficience* » est stigmatisant pour l'individu. De plus, ce modèle n'intègre pas le point de vue de l'individu qui

est très important dans notre contexte puisque nous souhaitons proposer des produits « utilisables ».

1.4. Le Système d'Identification et de Mesures du Handicap (SIMH)

Les trois axes d'interaction centrés sur la notion de situation de handicap de la CIF et du PPH n'intègrent pas le ressenti de l'individu [JAUDOIN ET AL. 1, 2008]. Claude Hamonet a élaboré le Système d'Identification et de Mesures du Handicap (SIMH) en y intégrant cette variable de « subjectivité ». Il a été conçu pour évaluer les éléments constitutifs de la situation de handicap et particulièrement comme un outil d'expertise pour l'identification des dommages corporels des individus [DELCEY, 2002]. Le modèle du SIMH est représenté sur la Figure 11.

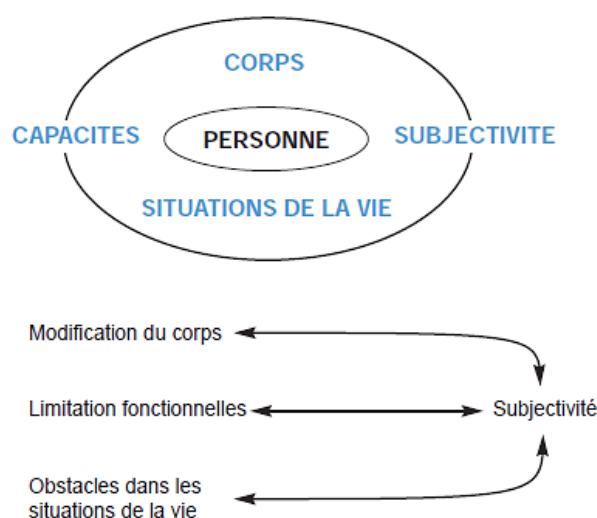


Figure 11 Le Système d'Identification et de Mesures du Handicap [Hamonet & Magalhaes, 2000]
[Delcey, 2002]

Il permet une identification quadridimensionnelle des éléments constitutifs de la situation de handicap : corps, capacités, situations de la vie et subjectivité [HAMONET ET MAGALHAES, 2000] :

- Le niveau corps comporte tous les aspects biologiques du corps humain, avec ses particularités morphologiques, anatomiques, histologiques, physiologiques et génétiques. Certaines modifications du corps d'origines pathologiques (maladies, traumatismes) ou physiologiques (effets de l'âge, grossesse...) peuvent entraîner des limitations des capacités ;
- Les capacités représentent les fonctions physiques et mentales (actuelles ou potentielles) de l'être humain, compte tenu de son âge et de son sexe, indépendamment de l'environnement où il se trouve ;
- La situation de vie comporte la confrontation (concrète ou non) entre une personne et la réalité d'un environnement physique, social et culturel. Les situations rencontrées sont les actes de la vie courante, familiale, de loisirs, d'éducation, de travail et toutes les activités

de la vie, y compris les activités bénévoles, de solidarité et de culte, dans le cadre de la participation sociale ;

- La subjectivité est définie comme le point de vue de la personne, incluant son histoire personnelle, sur son état de santé et son statut social. Elle comporte tous les éléments subjectifs qui viennent compromettre ou supprimer l'équilibre de vie de la personne. Elle représente le vécu émotionnel des événements traumatisants (circonstances d'apparition et d'évolution, annonce et prise de conscience de la réalité des faits et acceptation de vivre avec sa nouvelle condition).

Les éléments identifiés dans le SIMH correspondent à quatre éléments positifs, sans connotations négatives, constituant tout être humain. Malgré cela, ce modèle fait apparaître quelques particularités. L'environnement de l'individu n'apparaît pas de manière explicite. De plus le handicap n'est pas présenté par une interaction directe comme les autres classifications. Les éléments interagissent à partir de la subjectivité de l'individu. Le SIMH vise à déterminer complémentaiement le vécu, le ressenti, les points de vue et les interprétations de l'individu en situation de handicap. Pour Jaudoin et al « *le principal avantage de cette grille est la modélisation de l'analyse autour de l'importante notion d'obstacles pour...* » [JAUDOIN ET AL. 1, 2008]

1.5. Les éléments constitutifs de la situation de handicap selon Ornella Plos

Ornella Plos propose une liste non-exhaustive des principaux facteurs à prendre en compte pour comprendre et évaluer la situation de handicap [PLOS, 2011]. Elle propose de coupler la représentation conceptuelle de la situation de handicap du PPH avec des modèles systémiques de l'être humain (voir Figure 12) comme le modèle de Rendement Occupationnel (RO) [REED ET SANDERSON, 1999] et le modèle de l'Occupation Humaine (OH) [KIELHOFNER, 2008].

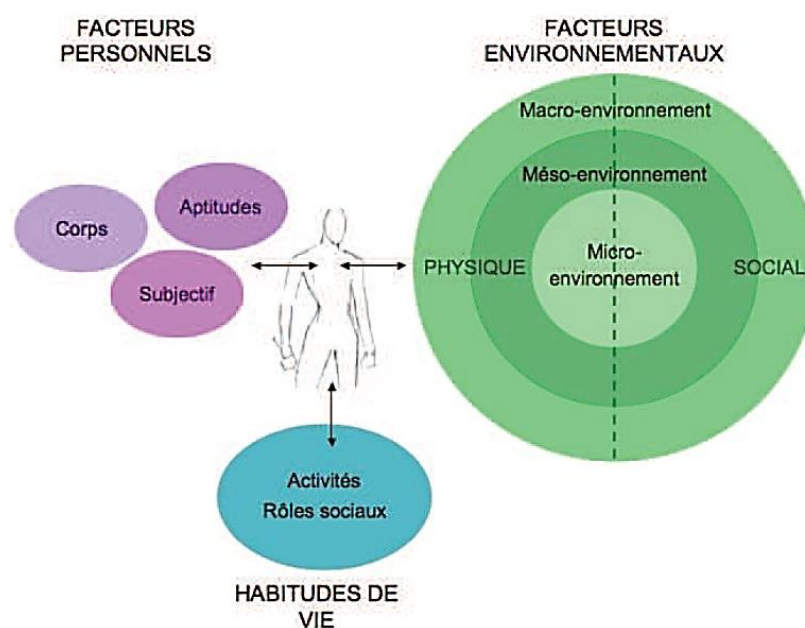


Figure 12 Schéma de synthèse du modèle systémique du développement humain [Plos, 2011]

Ce travail a permis de distinguer les éléments en commun entre le PPH et les modèles systémiques RO et OH dans trois rubriques : les facteurs personnels, les facteurs environnementaux et les habitudes de vie. Parmi les facteurs personnels sont regroupés le corps, les aptitudes et la subjectivité. Ornella Plos a divisé les facteurs environnementaux en deux catégories : physiques et sociaux. De plus, elle a ajouté un découpage spatial afin de différencier des niveaux de proximité entre les déterminants de l'environnement de la personne : macro environnement (éléments incontrôlables par l'individu comme politique, culturel...), méso environnement (éléments collectifs à proximité de la personne comme l'espace extra-personnel, l'aménagement urbain...) et micro environnement (éléments intime de la personne comme la famille, les amis, le logement...). Les habitudes de vie du PPH ont été gardées et définies comme les activités quotidiennes et les rôles sociaux de l'individu (organisation des habitudes, des routines par exemple). Ce schéma de synthèse propose un modèle systémique très générique du développement humain. Sa grande force se situe sur une identification très positive de la situation de handicap et une compréhension directe des éléments qui la constituent.

Notre domaine de travail est la conception de systèmes personnalisables pour les personnes en situation de handicap. Ainsi, malgré ses atouts, ce modèle systémique du développement humain ne précise et n'intègre pas explicitement les interactions et les tâches de l'individu sur les futurs produits à concevoir.

1.6.Synthèse

Par l'intermédiaire des quatre classifications, la CIH, la CIF, le PPH et le SIMH, et du modèle systémique du développement humain d'Ornella Plos, nous venons de voir diverses façons d'appréhender le handicap et son évaluation. Cette analyse a permis de dégager les éléments constitutifs de la situation de handicap.

2. Les approches de conception adaptées à une situation de handicap

Ces approches de conception sont nombreuses. Nous allons plus particulièrement nous focaliser sur celles qui offrent des potentialités pour la conception pour les personnes en situation de handicap. Traditionnellement, les designers imaginent, conçoivent et fabriquent des produits ou des interfaces pour des utilisateurs valides, censés posséder des comportements moteurs normaux [KEATES, 2000]. Dans ce cas, il est possible pour les concepteurs de jouer le rôle de l'utilisateur dans le processus de conception. Les utilisateurs atypiques, comme les personnes en situation de handicap, restent en dehors de ces normes d'habileté et de capacité. Ils sont obligés de s'adapter du mieux possible aux systèmes existants en utilisant des technologies d'assistances comme des aides techniques [GAJOS, 2007]. Malheureusement, ces technologies sont peu pratiques pour des personnes ayant une déficience temporaire et surtout, ne s'adaptent pas aux utilisateurs dont les capacités évoluent au fil du temps. Il est difficile pour le concepteur de se mettre à la place des utilisateurs en raison de la complexité du contexte d'utilisation.

Il existe principalement deux grands groupes de concepteurs de systèmes pour les utilisateurs en situation de handicap [SPERANDIO, 2007] : Social Pull et Techno Push. Les premiers (Social Pull) ont des besoins bien définis. Ils ont une bonne connaissance du handicap. Ils recherchent principalement des solutions technologiques pratiques et robustes, en ignorant parfois les technologies les plus avancées. Les seconds (Techno Push) recherchent des applications dans le domaine du handicap par le biais d'innovation technologique. Sperandio analyse que le risque majeur dans l'approche Social Pull serait de se concentrer sur une solution obsolète, non utilisable et trop chère. Il précise de même que le risque majeur dans l'approche Techno Pull serait de proposer des solutions pour des besoins imaginaires ou non-prioritaires.

Les données, précisées dans un rapport d'étude réalisé par l'INSEE, montrent un besoin important d'assistances à la manipulation. Malgré cela, ces aides sont souvent abandonnées à cause de leur prix et de leur complexité d'utilisation (seulement 35,3% de satisfaction pour une manipulation à distance) [BROUARD, 2004] [COLLE ET AL, 2007]. En amont de ces deux principales raisons d'abandon, la prise en compte insuffisante de l'utilisateur dans l'ensemble du processus de conception est remise en cause.

2.1.La conception centrée utilisateur

Intégrer et impliquer l'utilisateur en situation de handicap dans le processus de conception a été étudié avec la méthodologie de Conception Centrée Utilisateur (CCU) ou User-Centered Design (UCD) en anglais. L'objectif de cette méthodologie est d'améliorer l'utilisabilité du produit comme facteur de qualité. Shackel définit l'utilisabilité d'un produit comme *« sa capacité, en termes fonctionnels humains, à permettre une utilisation facile et effective par une catégorie donnée d'utilisateurs, avec une formation et un support adapté, pour accomplir une catégorie donnée de tâches, à l'intérieur d'une catégorie spécifique de contextes »* [SHACKEL, 1991]. Brangier et Barcenilla soulignent qu'il est important, pour rendre un produit utilisable, d'analyser les contextes d'utilisation des produits. En effet, l'utilisabilité d'un produit *« est le résultat de l'interaction entre un utilisateur, un dispositif (aussi simple soit-il), les tâches qu'il permet d'accomplir et un ou des contextes d'utilisation (utilisateur, système, tâche et contexte étant eux-mêmes des variables complexes) »* [BRANGIER ET BARCENILLA, 2003].

D'après Maguire, l'intégration de ce critère d'utilisabilité dans les projets de conception porte toute son importance sur plusieurs points [MAGUIRE, 2001]. Le premier point est une augmentation de la productivité. Un système utilisable permet à l'utilisateur de se concentrer sur la tâche au lieu du système. Le deuxième point est la réduction des erreurs. Une proportion importante de *« l'erreur humaine »* peut souvent être attribuée à une interface utilisateur mal conçue. Éviter les incohérences, les ambiguïtés ou d'autres défauts de conception de l'interface permettent de réduire les erreurs utilisateur. Le troisième point est la réduction du besoin de formation et de soutien. Un système bien conçu réduit le temps de formation et la nécessité d'un soutien humain.

Le quatrième point est une amélioration de l'acceptation qui est souvent une conséquence indirecte de la conception d'un système utilisable. Enfin, l'utilisabilité promeut une meilleure réputation du produit. Un système bien conçu encourage une réponse positive du client, et améliore la réputation d'une entreprise sur le marché.

Définie par sa norme ISO 9241-210 [ISO, 2010], la méthodologie CCU propose des points techniques que le projet de conception doit prendre en compte [MAGUIRE, 2001] [BRANGIER ET BARCENILLA, 2003] [COLLE ET AL, 2007] [ISO, 2010] :

- une connaissance des utilisateurs finaux (tâches, environnements),
- une participation active des utilisateurs (besoins et exigences),
- une répartition appropriée des fonctions entre les utilisateurs et la technologie,
- une approche itérative pour la conception
- l'intervention d'une équipe multidisciplinaire.

Une fois que la nécessité de développer un système, un produit ou un service a été identifiée et qu'il a été décidé d'utiliser un développement centré sur l'utilisateur, la norme ISO 9241-210 définit quatre activités liées à la CCU (Figure 13) [COLLE ET AL, 2007] [MAGUIRE, 2001] [ISO, 2010].

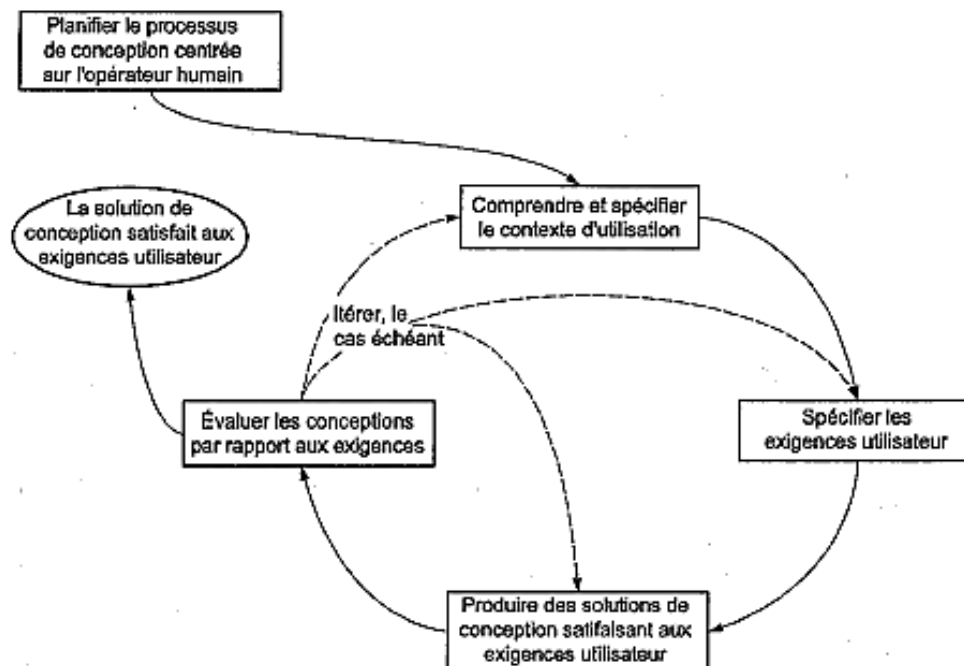


Figure 13 Le processus de conception centrée utilisateur [ISO, 2010]

1) La première étape « Comprendre et spécifier le contexte d'utilisation » doit inclure les utilisateurs et les parties prenantes du projet de conception (identification des groupes utilisateurs et leur relation), leurs caractéristiques (connaissances, compétences, expériences, habitudes, aptitudes...), les objectifs et les tâches utilisateurs, ainsi que le ou les environnements d'utilisation du système (physique, social, culturel, technique...).

- 2) La deuxième étape « Spécifier les exigences utilisateur » doit inclure le contexte d'utilisation, les exigences issues des besoins utilisateurs, les exigences issues des objectifs d'utilisabilité ainsi que les exigences en matière d'organisation.
- 3) La troisième étape « Produire des solutions de conception satisfaisant aux exigences utilisateur » définit les objectifs ainsi que les limites lors du développement des conceptions.
- 4) La quatrième étape « Evaluer les conceptions par rapport aux exigences » doit inclure la planification de l'évaluation de sorte qu'elle soit adaptée au planning du projet de conception, la planification des essais pour fournir des résultats exhaustifs, l'analyse des résultats ainsi que leur hiérarchisation par ordre de priorité. Après ces évaluations, le concepteur propose une nouvelle solution de conception tant qu'elle ne répond pas aux exigences de l'utilisateur dans son environnement d'utilisation.

Cette approche centrée utilisateur a été appliquée dans divers projets de conception de matériel d'assistance comme les systèmes de communication [HOLZINGER, 2002], [MENZIES ET AL, 2013], les interfaces Web accessibles [LAUX ET AL, 1996] [TAYLOR, 2011], les interfaces cerveau machine [HOLZ ET AL, 2013] [SCHREUDER ET AL, 2013] [ZICKLER ET AL, 2013], les robots d'assistances [COLLE ET AL, 2007] [ROBINS ET AL, 2010] [LU ET AL, 2011], les fauteuils roulants [RÖNNBÄCK ET AL, 2006] [PRUSKI ET AL, 2007] [VANHOODYDONCK ET AL, 2010], les produits liés à la santé [TEIXEIRA ET AL, 2012] [DAS ET SVANAES, 2013] [LEROUGE ET AL, 2013] ou les systèmes pour la rééducation [LANGE ET AL, 2010] [LANGE ET AL, 2011]. Dans ces études, la conception de produits centrée utilisateur a permis de faciliter la compréhension des exigences des produits, de rendre le produit plus intuitif pour l'utilisateur. De même, cette approche a permis d'améliorer la facilité d'utilisation, la satisfaction de l'utilisateur, la communication ainsi que les interactions entre les parties prenantes des projets de conception et la performance de l'utilisateur. Malgré cela, ces travaux ne proposent pas de méthodologies pour adapter les produits aux capacités et aux aptitudes motrices des utilisateurs.

D'autres auteurs proposent d'appliquer cette approche centrée utilisateur pour la conception d'instruments de musique. Ils proposent de combiner avec l'ingénierie de produit des méthodes comme l'analyse sensorielle, dans l'objectif d'optimiser le produit aux perceptions sensorielles et aux préférences des utilisateurs [PETIOT ET POIRSON, 2005] [POIRSON ET AL, 2007].

Ma et Wu ont utilisé cette approche centrée utilisateur comme « *le fondement d'un nouveau dispositif d'aide* » pour la conception d'assistance des soins corporels [MA ET AL, 2007] [WU ET AL, 2009]. Fondé sur la méthodologie et les activités liées à la CCU, ils ont adopté un nouveau processus de conception : AD-Design (Assistive Device Design) basé sur 5 phases.

- 1) La première phase « Spécification des caractéristiques utilisateurs » intègre les traits personnels de l'utilisateur (âge, sexe...), la compréhension de son handicap, la description de ses aptitudes physiques et perceptuelles. Ces aptitudes physiques sont déterminées par des évaluations de l'amplitude des mouvements du corps et de forces musculaires ;

- 2) La deuxième phase « Spécification du contexte d'utilisation du système d'assistance » permet une compréhension du contexte socioculturel de l'utilisateur (rôles sociaux, les technologies déjà utilisées, l'environnement du produit d'assistance...) ;
- 3) La troisième phase « Définition des normes de conception » définit les objectifs ainsi que les limites lors du développement des conceptions ;
- 4) La quatrième phase « Conception des prototypes » vise à répondre aux besoins de l'utilisateur sur la tâche à exécuter, liée aux aptitudes physiques en lui proposant des solutions de conception adaptées ;
- 5) Enfin, la dernière phase est une « Evaluation centrée sur l'utilisateur ». Pour la première utilisation, l'expérimentateur est présent pour guider les utilisateurs. Après cette phase d'apprentissage, les concepts de solutions sont évalués sur les capacités d'exécution de la tâche.

La méthode AD-Design définit un cahier des charges élaboré sur les spécifications utilisateurs par une analyse en amont de leurs spécificités physiques. Les mouvements et les tâches « *confortables* » pour l'utilisateur sont précisément identifiés. Cette méthode offre une conception adaptée et ajuste les concepts de solutions aux capacités motrices de l'utilisateur. Les auteurs proposent l'utilisation d'outils d'évaluations pour l'amplitude de mouvement (goniomètre) et du testing musculaire (dynamomètre). Ils sont très utiles sur le plan clinique ou thérapeutique, mais peu adaptés à la conception de produits d'assistance et à notre contexte de travail. En effet, la collection de données avec ces outils est bien lourde et prend du temps [BRADTMILLER ET ANNIS, 1997].

Magnier définit un outil CCU comme « *des supports, des soutiens pour le bon déroulement des étapes de conception CCU* ». Elle montre de même que les concepteurs « *cherchent les outils les plus appropriés à leur projet comme une boîte à outils* » [MAGNIER ET AL. 1, 2012] [MAGNIER ET AL. 2, 2012]. Vredenburg propose une classification de ces outils [VREDENBURG ET AL., 2002]. Dans la littérature, ils ont d'autres appellations [MAGNIER ET AL. 2010] : des méthodes CCU [ABRAS ET AL., 2004] [VREDENBURG ET AL., 2002], des techniques CCU [ABRAS ET AL., 2004], ou méthodologie CCU [ROSENBAUM ET AL., 2000]. Il est reconnu que l'intégration d'outils liés au processus CCU reste un challenge dans le domaine des technologies d'assistance [BÜHLER, 1996], [NEWELL ET GREGOR, 2002]. Les utilisateurs peuvent être difficiles à trouver [MARTIN ET AL., 2001]. Les tests avec les utilisateurs demandent des moyens financiers et du temps qui ne sont pas toujours compatibles avec les projets de recherche et développement [GUHA ET AL., 2000]. Cependant, certaines études ont montré le contraire [BRAITERMAN ET AL., 2000]. De plus ces tests peuvent causer la fatigue (long et ennuyeux) et affecter « l'estime de soi » de l'utilisateur [POULSON ET AL., 1996]. Le choix du bon outil pour adapter la CCU à la conception pour le handicap sera déterminant.

2.2. Les courants de conception liés à la CCU

Il existe deux approches pour concevoir des produits adaptés à des utilisateurs ayant différentes capacités [STARY, 1997] : concevoir des produits spécifiques puis étendre les besoins à d'autres utilisateurs, ou concevoir des produits grand public destinés à un maximum de personnes. En liens avec ces approches et la méthodologie CCU, différents courants de conception se positionnant aussi comme des approches centrées utilisateurs existent. Ornella Plos propose une classification pour distinguer ces courants de conception : courants universalistes et courants spécialisés [PLOS ET AL., 2007].

2.2.1. Les courants universalistes

Les courants universalistes (Barrier-Free Environment, Universal Design, Design For All, Accessible Design, Inclusive Design, Transgenerational Design etc.) visent à concevoir et à développer des produits, des services, des systèmes et des environnements qui soient accessibles et utilisables par le plus large éventail possible d'utilisateurs. Les courants les plus en liens avec ce travail de recherche sont mis en avant pour dégager leurs avantages et leurs inconvénients.

Universal Design se présente par la définition de Ron Mace comme « *la conception de produits et d'environnements qui soient utilisables par tout individu, dans la plus grande mesure possible, sans recourir à l'adaptation ou à la conception spécialisée* » [MACE ET AL., 1991] [MITRASINOVIC, 2008]. Le Center on Universal Design de Raleigh dans l'état de la Caroline du Nord aux États-Unis a défini les 7 principes de la conception universelle [MACE ET AL., 1991] (Tableau 4), très proches des notions de l'utilisabilité d'un produit [ERLANDSON, 2007]. Ces principes sont applicables pour de nombreux types de conception comme les lieux de travail, des services, du matériel d'éducation [ERLANDSON, 2007]. Mais, ils peuvent être plus difficiles à utiliser pour la conception de systèmes interactifs [WOBBROCK ET AL., 2011].

Le **Design for All** est le courant européen équivalent à l'Universal Design avec une orientation vers les Technologies de l'Information et de la Communication [WOBBROCK ET AL., 2011]. Soutenu par l'European Design for All e.Accessibility Network (EDeAN), l'objectif est de promouvoir les actions et les travaux par la mise en place de centres nationaux d'excellence en «*Design pour Tous*», afin de créer des recommandations européennes pour les concepteurs [CLARKSON, 2003].

L'**Accessible Design** est étroitement liée à l'Universal Design. En effet, elle est définie comme une approche permettant l'accès à des espaces et services pour tout le monde. Elle est principalement appliquée pour la construction de cadres bâtis et architecturaux [WOBBROCK ET AL., 2011] [HAMILTON, 2008]. Cette approche permet également de proposer un environnement sans obstacle afin de prévenir les chutes pour les personnes âgées [STÄHL ET BERNTMAN, 2007] [WENNBERG ET AL., 2010].

Dénomination du principe	Définition du principe
Utilisation équitable	La conception est utile et commercialisable auprès des personnes ayant différentes capacités
Flexibilité d'utilisation	La conception tient compte d'une vaste gamme de préférences et de capacités individuelles
Utilisation simple et intuitive	L'utilisation de la conception est facile à comprendre, indépendamment de l'expérience, des connaissances, des compétences linguistiques de l'utilisateur ou du niveau de concentration au moment de son utilisation
Information perceptible	La conception communique efficacement à l'utilisateur l'information nécessaire, quelles que soient les conditions ambiantes ou les capacités sensorielles de la personne
Tolérance à l'erreur	La conception minimise les dangers et les conséquences négatives de gestes accidentels ou involontaires
Faible niveau d'effort physique	La conception permet une utilisation efficace et confortable, générant une fatigue minimale
Dimensions et espace libre pour l'approche et l'utilisation	La conception prévoit une taille et un espace adéquats au moment de s'approcher, de saisir, de manipuler et d'utiliser, quelles que soient les contraintes de taille, de posture ou de mobilité de l'utilisateur

Tableau 4 Les 7 principes de l'Universal Design [Mace et al, 1991]

L'**Inclusive Design** est une création de l'Université de Cambridge au Royaume-Uni. La conception inclusive est définie comme « *la conception de produits grand public et/ou des services qui sont accessibles et utilisables par autant de personnes que possible sans la nécessité d'une adaptation spéciale ou de conception spécialisée* » [KEATES ET AL., 2000]. Elle a été appliquée pour la conception d'outils et de jouets sonores pour les enfants malvoyants. Elle a permis la réutilisation de produits existants [MCELLIGOTT ET VAN LEEUWEN, 2004]. Ce courant de conception vise à développer une « *Inclusive Design Toolkit* » une boîte à outils pour aider les concepteurs à développer des produits grands publics à partir d'une minorité d'utilisateur. Le but est donc d'étendre un produit ou un service, défini pour une population cible (personnes âgées, enfants, personnes en situation de handicap...) à un maximum d'utilisateurs possible. La démarche de conception se décline en 3 phases (Stage 1, 2 et 3 sur la Figure 14). La première phase est la position du problème permettant de définir les spécifications du produit en « *objectifs produits* » et « *besoins utilisateurs* ». La deuxième phase est la définition du système intégrant les modalités d'interactions entre l'utilisateur et le produit d'un point de vue sensoriel, cognitif et moteur. Cette phase permet de vérifier la perception, la compréhension et le confort de l'utilisateur face au produit. La dernière phase est la validation du système en testant l'acceptabilité du produit sous ces deux angles : utilisabilité (fonctionnelle) et accessibilité (sociale) [CLARKSON, 2003].

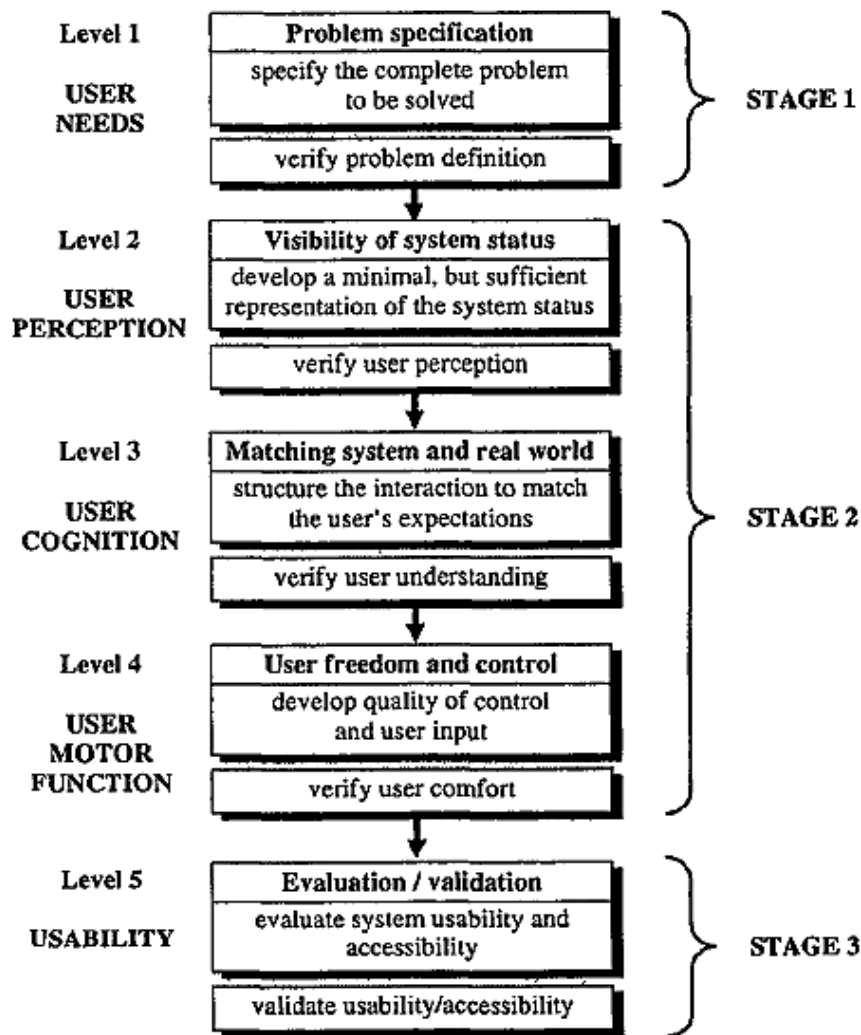


Figure 14 L'approche de l'Inclusive Design [Keates et al, 2000]

Ces courants universalistes utilisent une approche centrée utilisateur, apparentés à des principes de conception, pour obtenir un produit utilisable par le maximum d'utilisateurs possibles. Généralement, la démarche de conception est adaptée en fonction du produit à concevoir (architectural, TIC...) ou selon les types d'utilisateurs (enfants, personnes âgées...). Par contre, ces courants ne fournissent généralement qu'un « *guide de bonnes pratiques* » (principes de l'Universal Design) ou des « *lois de conception* » (diamètre de giration d'un fauteuil roulant par exemple). Ils permettent malgré tout d'orienter le projet de conception. Ce que nous retenons de l'Accessible Design est l'accent mis sur l'accessibilité du produit, en proposant des solutions de conception qui s'adaptent à l'utilisateur et non l'inverse. L'Inclusive Design est la démarche qui répond le mieux aux enjeux de ce travail de thèse. Cette approche permet de guider de manière pédagogique les concepteurs. L'adaptation au contexte du handicap se fait donc sur l'utilisation d'outils pendant les différentes phases de conception pour définir les capacités propres des utilisateurs. Par contre, cette approche ne prend pas en compte les possibles itérations de conception pour l'évolution des produits.

Les courants universalistes mettent l'accent sur l'élimination des barrières à l'activité et donc à la participation. Dans le contexte du handicap, en raison de la diversité de profils utilisateurs existants, la possibilité de créer un produit unique qui soit utilisable par chacun ou en toutes circonstances est interrogée [GAJOS ET AL., 2007].

2.2.2. Les courants spécialisés

Le principe de l'**Adaptable Design** est de modifier un produit standard pour le rendre accessible à un utilisateur ayant ses propres caractéristiques [ERLANDSON, 2007]. Par exemple, l'adaptation du mobilier (étagère tournante sous l'évier), l'adaptation d'un véhicule (rampe sur le Volkswagen Caddy Maxi, aménagement du poste de conduite avec les technologies Space Drive). Ce courant permet de développer rapidement de nouveaux modèles de produits, d'améliorer les produits existants sous forme de « *mises à jour* », de proposer des produits sur mesure [HASHEMIAN, 2005] [KASARDA ET AL., 2007]. Pour concevoir un produit issu de l'Adaptable design, les phases de conception doivent intégrer cette capacité d'adaptation. Les adaptations potentielles du produit doivent être définies au début du processus de conception.

Le **Rehabilitation Design** a pour principe de développer des solutions de concepts sur mesure pour un utilisateur ou un petit nombre. Cette approche cherche « *à quantifier, mesurer et suivre la performance humaine pour fournir de meilleures adaptations* » [WOBBROCK ET AL., 2011]. Pour James Reswick, un pionnier dans ce domaine [ABU-FARAJ, 2012], l'ingénierie de réadaptation est « *l'application de la science et de la technologie pour améliorer les situations de vie des personnes en situation de handicap* » [RESWICK, 1982]. Elle permet de développer, adapter, appliquer et évaluer les solutions sur les obstacles rencontrés par les utilisateurs en situation de handicap. Rehabilitation Design est très exploitée dans le domaine des nouvelles technologies pour la fabrication de robots intelligents d'assistance ou pour mettre à disposition des interfaces de communication personnalisables et/ou réglables [KEATES, ET AL., 2000]. Généralement, l'évaluation du produit est centrée sur les facteurs personnels de l'utilisateur (capacités) et sur son efficacité [KARMARKAR ET AL., 2008].

Ces courants spécialisés permettent la conception de produits sur mesure et personnalisables aux besoins, aux exigences et aux capacités des utilisateurs. Par contre et en raison de la diversité des profils existants, de nombreuses interfaces seront nécessaires. Chaque individu possède ses propres capacités et des besoins divers [BERGMAN ET JOHNSON, 1995]. Notons que même les personnes ayant le même diagnostic médical peuvent avoir un large éventail de capacités motrices [GAJOS ET AL., 2007], impliquant la nécessité de personnaliser le produit à leurs besoins. Ces exigences de personnalisations sont en opposition avec la réduction des coûts des produits qu'il est possible d'obtenir avec la conception d'un produit issue des courants universalistes. La conception modulaire analysée ci-après peut être une réponse à ces contradictions.

2.3. La conception modulaire

La conception modulaire est définie comme « *une méthodologie de conception qui vise à développer une architecture produit composée de différents sous-systèmes* » [GU ET SOSALE, 1999] [HASHEMIAN, 2005] [ULRICH, 1994]. Selon Huang et Husiak, le terme modulaire est utilisé pour décrire « *l'utilisation d'unités communes pour créer des variantes de produits [...] visant à l'identification d'unités indépendantes, standardisées ou interchangeables pour satisfaire une multitude de fonctions* » [HUANG ET KUSIAK, 1998].

L'objectif de cette approche de conception est de générer des produits qui se caractérisent par un ensemble d'unités appelées modules et interfaces. Un module représente un ensemble de composants réalisant une fonction. Cette fonction permet de satisfaire à un ensemble de besoins. Différentes catégories de modules sont identifiées dans la littérature : basique, auxiliaire, adaptatif, spécifique et non-module [PAHL ET AL., 1996] [HARMEL, 2007] [PLOS, 2011]. Un module basique implémente une ou plusieurs fonctions principales du produit ou de la famille de produits. Un module auxiliaire implémente une ou plusieurs fonctions auxiliaires qui sont utilisées en association avec les fonctions principales. Un module adaptatif regroupe les fonctions relatives à l'adaptation du produit ou d'une partie du produit à d'autres systèmes et permet de gérer les contraintes imprévisibles. Un module spécifique regroupe les sous-fonctions relatives à des tâches spécifiques non mises en œuvre par les fonctions principales. Un non module implémente des fonctions de personnalisation correspondant aux besoins spécifiques des clients sans être forcément partagées avec d'autres produits.

Pour mieux comprendre la définition de ces modules, nous proposons d'utiliser en support la famille de produit du projet ADAP'TABLE exposée sur la Figure 15 [PLOS, 2011]. Le but de ce projet était de concevoir une table qui serait utilisable à la maison sans stigmatiser ses utilisateurs. Les modèles existants évoquent un environnement hospitalier qui décourage l'achat par les utilisateurs potentiels. Mais le besoin d'un tel dispositif pour leur vie quotidienne à la maison, au travail ou pour prendre les repas dans leur lit ainsi qu'en fauteuil roulant est important. La famille de produit est issue d'une architecture produit modulaire.

La famille de produit ADAP'TABLE se décline selon une gamme dont la plateforme commune est le pied de la table (module basique), auquel on vient rajouter des modules auxiliaires de rangement. Les rangements sont attachés à l'aide d'interfaces de fixation (modules adaptatifs). L'ensemble de ces modules constitue le produit de base répondant aux besoins exprimés par le niveau de fonctionnalité le plus élevé. Dans cette famille de produits, les modules spécifiques et les modules de personnalisation (non module) ajoutent de l'adaptabilité au produit. Les modules spécifiques sont des plateaux personnalisables en termes de fonctionnalités (rotation, inclinaison) et de style. Trois modèles d'ADAP'TABLE ont été définis dont les couleurs et matériaux s'inspirent des tendances évaluées les plus positivement par les utilisateurs. Ces tendances sont représentées par une catégorie de non modules nommés dans ces travaux « *design aérien* », « *design*

ludique », « *design communicant* » (voir Figure 15). De ce fait, la gamme de tables adaptatives pourra répondre aux différents milieux de vie (domicile, hôpital, etc.), aux variabilités de déficiences (version manuelle ou automatique) et aux habitudes de vie (rangements, communication internet, etc.) [PLOS, 2011].

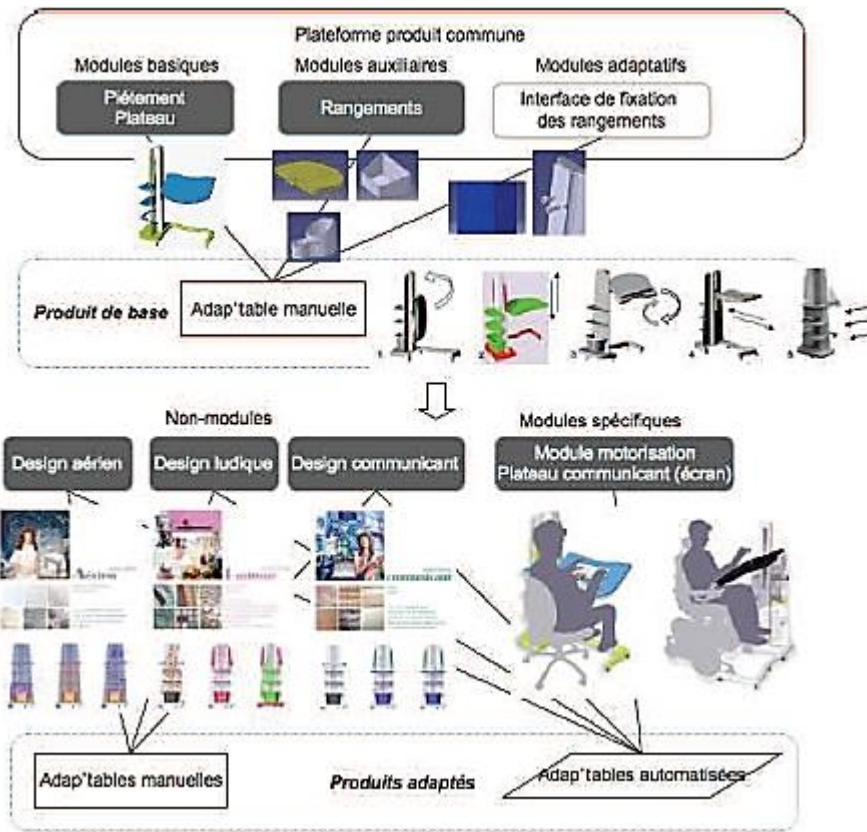


Figure 15 Schéma de l'architecture produit de la Famille ADAP'TABLE [Plos, 2011]

Un produit modulaire est composé de plusieurs modules. Le lien entre ces différentes entités s'effectue à l'aide d'interfaces. Elles doivent permettre un montage/démontage simple et rapide, tout en respectant la compatibilité et la cohérence entre les fonctionnalités [ULRICH, 1994]. Ainsi, les deux principales activités de la conception modulaire sont le développement de modules (regroupement de composants) et le développement des interfaces entre ces modules.

Intégrer une approche de conception modulaire dans des projets de conception présente des avantages considérables [ULRICH, 1995] [ERICSSON ET ERIXON, 1999] [DURAY ET AL., 2000] [SANCHEZ, 2002] [HAMEL, 2007]. La conception modulaire permet une augmentation des variétés de produits en utilisant un nombre limité de composants et donc une personnalisation de masse en utilisant des processus de production flexibles pour des volumes réduits. Opter pour une approche modulaire donne le moyen d'obtenir une innovation technologique plus rapide en répondant rapidement aux changements des marchés. Elle réduit les coûts, les délais de développement et de re-conception, en allouant certaines fonctions à des modules réutilisables par la suite. Ceci n'est possible que si les interfaces, entre les composants et les modules, sont

bien définies. Enfin, la conception modulaire facilite la maintenance, la réparation et le recyclage des produits tout au long du cycle de vie du produit.

Par contre, cette approche modulaire peut présenter quelques risques [OOSTERMAN, 2001] [KRISHNAN ET GUPTA, 2001] [WHITNEY, 2003] [YANG ET AL., 2004] [HARMEL, 2007]. Une utilisation intensive de la modularisation rend les produits tous semblables. La modularisation fait augmenter les risques de voir les produits copiés par les entreprises concurrentes. Une architecture modulaire est un frein pour la conception de produits performants à cause du compromis que réalise une architecture modulaire parmi tous les produits. La conception initiale des modules est très difficile en raison de la complexité des contraintes sur les interfaces. La conception modulaire peut engendrer des surcoûts si, par souci de conserver les mêmes interfaces, on remplace un composant par un autre plus cher.

2.4. Les nouvelles approches

2.4.1. L'approche EMFASIS

Les technologies d'assistance répondent à des besoins spéciaux dans un marché très segmenté visant à compenser en partie la perte d'autonomie vécue par les personnes en situation de handicap. Ils sont souvent considérés comme des produits de niche. L'approche **EMFASIS** (**E**xtended **M**odularity, **F**unctional **A**ccessibility, and **S**ocial **I**ntegration **S**trategy) tente de concilier les principes universalistes de la conception avec un marché de niche [PLOS ET AL., 2012]. Cette approche de conception est centrée sur les besoins d'un produit issu de ce « *marché de niche* » pour l'étendre vers un « *marché de masse* ».

La stratégie de cette approche considère divers critères à intégrer dans le projet de conception.

- 1) Le premier critère est l'extension de marché. Il est essentiel d'anticiper l'extension de marché d'un produit spécialisé en orientant la conception du produit vers une utilisation équitable (le premier principe de l'Universal Design).
- 2) Le deuxième critère est basé sur la conception modulaire. Pour satisfaire à une variété de besoins, il est important de définir une architecture produit modulaire afin de concevoir une gamme de produit. Cette architecture produit modulaire est composée de sous-systèmes interchangeables dans le but d'augmenter le nombre de modèles et le nombre de fonctions. Elle offre ainsi plus de souplesse pour répondre à de nouveaux besoins ou pour intégrer de nouvelles technologies.
- 3) Le troisième critère est l'acceptabilité fonctionnelle. Pour l'atteindre, le produit doit être utilisable et utile, ce qui nécessite une analyse approfondie des besoins. Les auteurs recommandent d'utiliser plusieurs méthodes, répétables d'une analyse à une autre, pour étudier les besoins des utilisateurs.
- 4) Le quatrième critère est l'accessibilité. Il correspond à l'extension de l'acceptabilité fonctionnelle expliquée ci-dessus à plusieurs populations.

5) Le dernier critère est l'intégration sociale. Il est important d'étudier les caractéristiques esthétiques des produits ainsi que leurs valeurs sociales, leurs intégrations à l'environnement social et sociétal. Par exemple, les auteurs insistent sur la création d'une esthétique du produit non-stigmatisant pour les utilisateurs en situation de handicap.

Les auteurs fournissent trois exemples destinés à faire connaître les principes de leur approche de conception de manière plus facile à comprendre et à appliquer pour les concepteurs. L'un d'entre eux est représenté sur la Figure 16. Dans leurs projets de conception, les participants ont constaté de nombreuses manières pour rendre ces dispositifs d'assistances utiles à tout le monde. Cette approche, pédagogique, améliore l'intégration sociale des personnes en situation de handicap ainsi que l'acceptabilité fonctionnelle des produits.



Figure 16 Exemple de produit issue de l'approche EMFASIS [Plos et al, 2012]

2.4.2. L'approche Ability-Based-Design

L'**Ability-Based-Design (ABD)** consiste à se focaliser sur les capacités de l'utilisateur tout au long du processus de conception pour créer des systèmes fondés sur le « *potentiel humain* » [WOBBROCK ET AL., 2011]. Ainsi, cette approche positionne les aptitudes de l'utilisateur comme le point central des activités de conception. Le défi de l'ABD est d'identifier les aptitudes d'un utilisateur afin de générer « *automatiquement* » des systèmes adaptés qui tirent parti des capacités utilisateurs. A la suite d'une description de quatorze projets, les auteurs ont formulé sept principes pour intégrer cette approche dans les projets de conception (Tableau 5).

Les deux premiers principes (voir 1 et 2 Tableau 5) sont des exigences pour tout projet de conception intégrant l'approche ABD. Les concepteurs s'orientent à la fois sur « *ce qu'une personne peut faire* », sur « *ce qu'elle ne peut pas faire* » et sur « *ce que tout le monde peut faire* ». En adoptant une démarche de conception itérative, les concepteurs ont la responsabilité d'effectuer les modifications des solutions de concepts sur le système en lui-même, et non sur l'utilisateur. Comme les auteurs le décrivent, « *un système basé sur les aptitudes devrait être suffisamment souple pour*

permettre aux gens d'utiliser un système sans les obliger à modifier leur corps, leur connaissance, ou leurs comportements» [WOBBROCK ET AL., 2011].

Dans l'approche ABD, les principes 3 et 4 sont cruciaux dans les projets de conception. C'est ici que les capacités de l'utilisateur sont sollicitées. Le principe 3 d'« Adaptation » se réfère à des interfaces auto-ajustables ou réglables à partir de la performance utilisateur ou du contexte d'utilisation. Le principe 4 de « Transparence » donne la possibilité aux utilisateurs de corriger, stocker, récupérer, pré visualiser ou de tester les interfaces adaptables. Ainsi toutes les adaptations restent visibles et modifiables.

Les principes 5, 6 et 7 concernent le système dans sa généralité. Les auteurs recommandent que le système soit conçu aux regards des performances de l'utilisateur. Il doit pouvoir contrôler, mesurer, modéliser ou prévoir cette performance. Le système peut changer de contexte d'utilisation et doit donc anticiper les effets sur les aptitudes de l'utilisateur. Enfin, les systèmes doivent être peu coûteux et le matériel facilement disponible.

En plaçant les aptitudes des utilisateurs au centre des discussions, les objectifs de l'approche ABD sont très proches de ceux identifiés dans ce travail de thèse. Des applications de cette approche comme la génération automatique de l'interface utilisateur [GAJOS ET AL., 2010], l'adaptation éphémère [FINDLATER ET AL., 2009], l'adaptation aux différentes compétences de l'utilisateur [HURST ET AL., 2007], et l'adaptation à l'évolution des contextes utilisateur [KANE ET AL., 2008] démontrent que les technologies interactives peuvent détecter et s'adapter aux capacités de l'utilisateur.

STANCE	1. Ability.	Designers will focus on ability not <i>dis</i> -ability, striving to leverage all that users <i>can</i> do.	<i>Required</i>
	2. Accountability.	Designers will respond to poor performance by changing systems, not users, leaving users as they are.	<i>Required</i>
INTERFACE	3. Adaptation.	Interfaces may be self-adaptive or user-adaptable to provide the best possible match to users' abilities.	<i>Recommended</i>
	4. Transparency.	Interfaces may give users awareness of adaptations and the means to inspect, override, discard, revert, store, retrieve, preview, and test those adaptations.	<i>Recommended</i>
SYSTEM	5. Performance.	Systems may regard users' performance, and may monitor, measure, model, or predict that performance.	<i>Recommended</i>
	6. Context.	Systems may proactively sense context and anticipate its effects on users' abilities.	<i>Recommended</i>
	7. Commodity.	Systems may comprise low-cost, inexpensive, readily available commodity hardware and software.	<i>Encouraged</i>

Tableau 5 Les 7 sept principes de l'ABD [Wobbrock et al, 2011]

2.5.Synthèse

La seconde partie de ce chapitre a présenté les approches de conception adaptées au handicap. L'application de la CCU dans un projet de conception permet d'améliorer l'utilisabilité d'un

produit comme facteur de qualité. Cependant, la norme ISO 9241-210, présentant les étapes de la CCU, n'intègre pas une expertise sur l'analyse des spécificités motrices des utilisateurs qui est un point central de ce travail de thèse. Elle ne permet pas d'enchaîner la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables.

Notre analyse montre que l'utilisation de la conception modulaire comme dans l'approche EMFASIS offre plus de souplesse pour répondre à de nouveaux besoins et ajoute de l'adaptabilité au produit de base. Par contre, les travaux actuels ne proposent pas d'architecture produit modulaire facilitant la conception de systèmes adaptés pour la pratique musicale instrumentale. La modélisation de l'Interaction Homme Machine dans un contexte musical, exposé dans la troisième partie de ce chapitre, pourrait combler ce manque.

Cet état de l'art montre que certaines approches comme AD-Design, Rehabilitation Design ou encore ABD intègrent une étape sur l'analyse des spécificités motrices de l'utilisateur en amont du processus de conception. Cette phase fournit des informations supplémentaires sur les aptitudes motrices de l'utilisateur pour concevoir un système adapté. Malgré cela, les outils de mesures déployés au moment de cette analyse mériteraient d'être adaptés aux études de terrain de notre contexte de travail. Un état de l'art sur ces outils sera exposé dans la troisième partie de ce chapitre.

3. L'interaction Homme Machine dans un contexte musical

La troisième partie de ce chapitre établit un cadre théorique pour modéliser l'Interaction Homme Machine lors d'une pratique musicale instrumentale. Après une présentation du processus musical, une analyse montrera le rapport communicationnel entre le musicien et son instrument de musique, les fonctions et les typologies du geste instrumental. Elle se terminera par une présentation des modèles et des principes de conception d'instruments de musique augmentés.

3.1. Le processus musical : une chaîne de communication

3.1.1. La chaîne de communication selon Eric Metois

Le processus musical peut être identifié comme une chaîne de communication. Metois décompose cette chaîne de communication en trois parties: les intentions musicales, le geste musical et les sons musicaux [METOIS, 1996] [METOIS, 1998]. La Figure 17 montre cette décomposition : les intentions musicales sont les prérequis, les connaissances, les attentes et les prises de décisions pour définir « *ce qu'est la musique* ». Elles sont créées au moment des compositions, des écritures musicales et sont interprétées par le musicien pour générer des sons. Elles sont récupérées lors de l'écoute de ces sons. Les sons musicaux se réfèrent à la forme d'une onde produite par un instrument de musique. Ils sont perçus par l'oreille externe et interne, le niveau bas de notre système auditif. Enfin, le geste musical représente l'ensemble des éléments

entre les intentions musicales (psychologique, cognitive, musicologique) du musicien et les sons musicaux (ondes physiques).

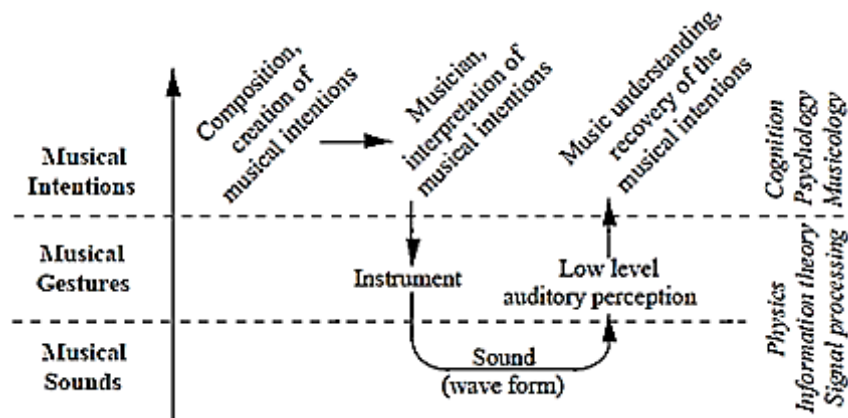


Figure 17 La chaîne de communication selon Metois [Metois, 1996]

3.1.2. La chaîne de communication selon Richard Moore

Richard Moore présente une vue de la chaîne de communication musicale, proche de celle de Metois mais plus détaillée, qui « *en dépit d'être fondée sur une conception de la musique traditionnelle, est un point de départ très utile pour discuter de nombreuses questions pertinentes de connexion des ordinateurs à la musique* » [SERRA, 2002]. La Figure 18 présente cette chaîne de communication. La chaîne de communication musicale proposée par Moore est une boucle de « *signaux* » interconnectés et de processus de « *transformations des signaux* » qui englobent tous les éléments impliqués dans la création, la transmission et la réception de la musique.

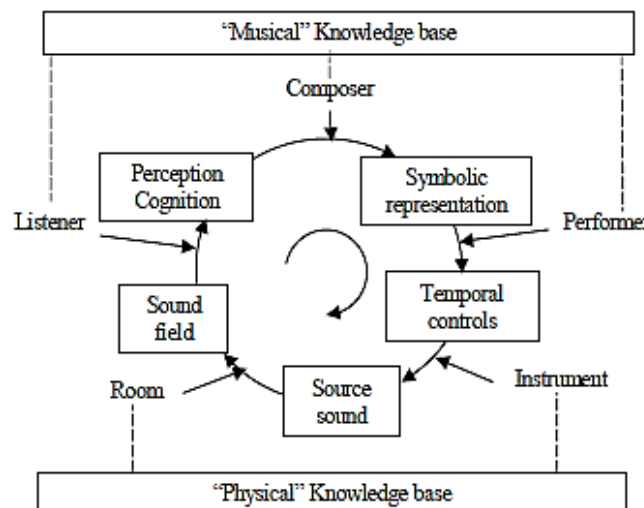


Figure 18 La chaîne de communication selon Moore [Moore, 1990]

Comme le montre la Figure 18, cette boucle est le résultat de la rencontre de deux bases de connaissances : musicale et physique. Selon Moore, les connaissances musicales sont essentiellement mentales et fondées sur notre culture. Les connaissances physiques, dans lesquelles interviennent les lois de la physique, ont une influence beaucoup plus grande sur la création du son [MOORE, 1990]. En partant du haut de la boucle, le compositeur est capable de

créer une représentation symbolique qui exprime une idée musicale. De cette représentation symbolique et par l'intermédiaire d'une production de gestes ou de contrôles temporels, un interprète peut ainsi agir sur l'instrument de musique. Un tel instrument est un objet physique qui produit une source sonore (une vibration de l'air) à partir des gestes de l'artiste. La source sonore se propage alors dans l'air. Elle est perçue par un auditeur qui analyse le signal acoustique pénétrant dans l'oreille par ses propres expériences perceptives. Le compositeur ferme la boucle en utilisant ses propres expériences perceptives et cognitives dans les décisions de créations musicales.

3.1.3. L'impact de l'informatique sur le processus musical

Serra démontre que les progrès scientifiques et technologiques de la seconde moitié du 20^{ème} siècle ont eu un grand impact sur ces chaînes de communication. Une modification importante générée par ces progrès, et essentiellement par l'incorporation de l'informatique, a été la flexibilisation de certains processus musicaux [SERRA, 2002].

Malgré cette flexibilité, les ordinateurs ne sont pas des instruments de musique. Leur utilisation offre seulement un large éventail de possibilités de créations sonores et technologiques. L'utilisation de ces technologies innovantes complexifie cette chaîne de communication musicale. Elle ne peut être approchée par une seule discipline. Moore propose ainsi une liste des champs disciplinaires pour la bonne gestion de la chaîne de communication musicale (Figure 19) : musique, informatique, ingénierie, physique et psychologie [MOORE, 1990]. Parmi ces champs disciplinaires, nous retrouvons bien les compétences mobilisées par l'association AE2M d'ingénierie et musique.

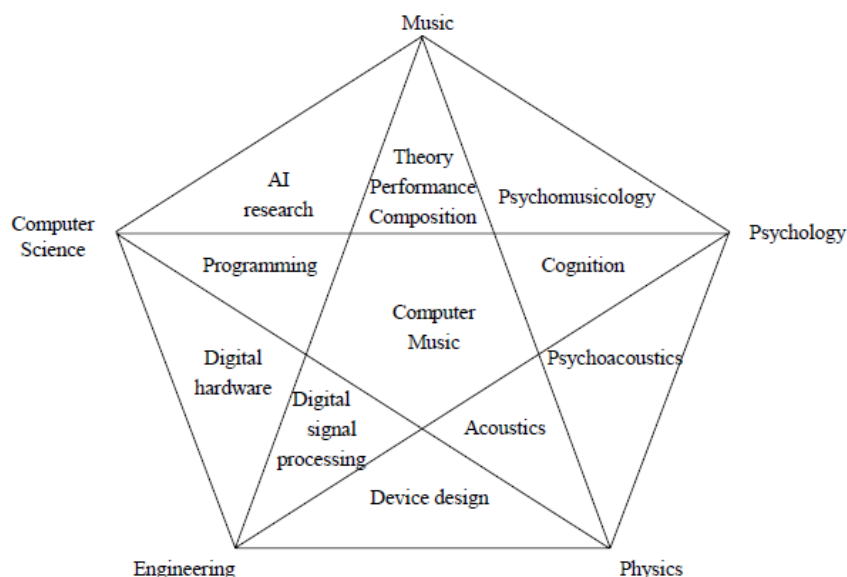


Figure 19 L'interdisciplinarité proposé par Moore [Moore, 1990]

Dans notre travail de recherche, l'espace des intentions musicales ne sera pas abordé. Par contre une grande attention sera portée sur la conception des systèmes adaptés pour les instruments de musique et la génération du « *bon son* ». Ainsi, l'ensemble des travaux présentés devra permettre la

bonne gestion de cette chaîne de communication au niveau du geste musical entre le musicien instrumentiste et le résultat sonore.

3.2. Le rapport Geste-Son

3.2.1. Les fonctions du geste instrumental

Cadoz définit le geste comme « *l'ensemble des comportements corporels associés à notre activité musculaire* ». Il définit de même le canal gestuel comme un moyen d'action sur le monde physique et aussi comme un moyen de communication informationnelle à double sens : émission et réception d'informations [CADOZ, 1999]. Dans ses définitions théoriques du geste instrumental, il associe à la main (donc au geste) trois fonctions complémentaires et imbriquées au canal gestuel : épistémique, ergotique et sémiotique [CADOZ, 1994].

La main est un organe de perception. Un pianiste ressent les touches du clavier pendant qu'il lit une partition. Le geste intègre une fonction épistémique. Il sert à connaître l'environnement et à recevoir une information grâce à son sens tactilo-proprio-kinesthésique. « *Il donne des informations relatives à la température, la pression, l'état de surface d'un objet, sa dureté, sa mollesse, sa forme, son orientation, sa taille, son poids, ses structures articulaires, ses propriétés de plasticité ou de déformabilité et enfin ses mouvements* ». La main est aussi un organe d'action. Un violoniste frotte un archet très fort contre les cordes d'un violon pour obtenir un son écrasé. Le geste intègre une fonction ergotique. Il sert à modifier et à transformer l'environnement. « *La main communique à la matière non pas de l'information, mais de l'énergie. Elle applique des forces, des déformations et des déplacements aux objets et ces derniers lui résistent de diverses manières, lui renvoyant parfois une part de cette énergie* ». Enfin, la main est un organe d'expression. Un chef d'orchestre exprime par des signes la façon avec laquelle il veut que les musiciens interprètent une certaine musique. Le geste intègre une fonction sémiotique. Il sert à faire connaître, désigner et communiquer. « *Les gestes produisent un message informationnel à destination de l'environnement* ». Ainsi, pour que le geste du musicien soit considéré comme « *instrumental* », il est caractérisé de la manière suivante : il s'applique à un objet matériel et il y a interaction physique avec celui-ci. Dans le cadre de cette interaction des phénomènes physiques différenciés se produisent. Leurs formes et leurs évolutions dynamiques peuvent être maîtrisées par le sujet. Ces phénomènes peuvent alors devenir des supports de messages communicationnels. [CADOZ, 1994].

3.2.2. Les typologies du geste instrumental

Pour enrichir les définitions des fonctions d'un geste, les travaux de Cadoz [CADOZ, 1999], et de Wanderley et Vines [WANDERLEY ET VINES, 2006] ont permis de construire les définitions des typologies du geste instrumental. Jensenius établit une synthèse de ces travaux en délimitant le geste du musicien en quatre catégories [JENSENIUS ET AL., 2010] : les gestes de communication, les gestes accompagnateurs, les gestes de production du son et les gestes facilitant la production du son. Les gestes de communication n'ont pas de rapport avec l'instrument mais ils

accompagnent la performance musicale. Ils peuvent être partagés entre le musicien et le public comme une dimension théâtrale (pointer du doigt par exemple) ou entre le chef d'orchestre et le musicien pour désigner un soliste ou marquer des articulations rythmiques. Les gestes accompagnateurs représentent l'expression corporelle du musicien lorsqu'il accompagne sa propre action musicale. Ils n'ont aucune incidence sur la production du son. Les gestes de production ont pour fonction la production du son, soit par eux-mêmes (frapper les doigts sur les touches du piano) ou par combinaison avec d'autres gestes (souffler et recouvrir les trous d'une flûte). Les gestes facilitant la production du son s'associent aux gestes de production du son pour positionner le corps du musicien d'une manière « favorable » par rapport à l'instrument. Ils permettent de faciliter l'action du jeu musical.

Cadoz propose de diviser les gestes de production en trois sous-ensembles : geste de sélection, geste d'excitation et geste de modulation [CADOZ, 1988]. Le geste de sélection représente le geste qui fait un choix entre divers éléments au moment du jeu (le choix des touches d'un piano). Le geste d'excitation fournit l'énergie que l'on retrouve dans l'onde sonore (la force de frappe des doigts sur un piano). Le geste de modulation modifie les propriétés d'un instrument, dont l'énergie ne participe pas directement au phénomène sonore (l'appuie sur la pédale de sustain d'un piano pour maintenir la note).

3.3. Les instruments de musique augmentés

Il est possible à l'aide des définitions des instruments de musique augmentés et de leur modèle générique d'obtenir une vision assez large des éléments technologiques mis en jeu pour la conception de produits musicaux.

3.3.1. Définitions et motivations

Selon Lähdeoja, le terme « *instrument augmenté* » est utilisé de manière courante pour « *nommer un instrument de musique acoustique ou électro-acoustique qui s'étend vers les domaines technologiques analogiques et numériques* ». C'est le résultat d'une « *hybridation entre lutheries acoustiques traditionnel, électromécanique et numérique* » [LÄHDEOJA, 2010]. D'après cette définition, l'augmentation désigne une extension de l'instrument acoustique vers une entité impliquant les technologies de l'électricité et de l'informatique. Un instrument augmenté se distingue par deux types de composantes : réelles (physiques, matériels) comme l'instrument de musique, et virtuelles (numériques) comme l'électronique et l'informatique. Ainsi, un instrument de musique augmenté « *constitue un objet multiple* »] nécessitant une interdisciplinarité comme pour l'informatique musicale [LÄHDEOJA, 2010].

Lähdeoja s'est inspiré des travaux de Miranda et Wanderley pour présenter le concept initial des instruments de musique augmentés. Appelés également instruments étendus, hybrides ou hyper-instruments, ce « *sont des instruments de musique acoustiques (parfois électriques) étendus par l'addition de plusieurs capteurs, permettant au musicien de contrôler des paramètres sonores ou musicaux additionnels* ». Il

précise de même que l'instrument original « *garde ses propriétés initiales en ce sens qu'il continue à produire les sons qu'il produirait normalement, mais avec l'ajout de propriétés qui augmentent ses fonctionnalités de manière formidable* » [LÄHDEOJA, 2010] [MIRANDA ET WANDERLEY, 2006]. Ce concept est très proche de celui de Machover dont l'objectif est de « *capter une quelconque forme de données relatives à la performance musicale, de la traiter par une série de programmes informatiques, et de générer un résultat musical* » [MACHOVER, 1992].

3.3.2. Le modèle générique d'un instrument de musique augmenté

Avant tout il convient de faire la distinction entre l'instrument de musique traditionnel et la partie augmentée. Le fonctionnement d'un instrument traditionnel repose sur le principe de transformation d'une énergie en une autre, appelé transduction. Plus précisément, c'est la transduction d'une énergie cinétique fournie par le geste (travail musculaire du musicien) en énergie acoustique (vibration mécanique d'un corps transmis à l'air environnant). Le geste du musicien et la production du « *bon son* » sont donc unis et inséparables. L'instrument de musique est perçu comme le prolongement et la continuité du corps du musicien. Pour mieux comprendre, Lähdeoja souligne que « *de manière similaire que nous sentons la surface du papier à travers le stylo que nous tenons dans la main, le musicien entraîné peut sentir le son qu'il provoque avec son instrument* » [LÄHDEOJA, 2007].

Les instruments de musiques augmentés se différencient au niveau de la nature du lien entre le geste et le son. L'instrumentiste fournit à partir de ses gestes des informations de contrôle à un système sonore mais pas l'énergie de son fonctionnement. Contrairement aux instruments de musique traditionnels composés d'un seul, l'instrument de musique augmenté se compose d'une structure produit modulaire comprenant des modules et des interfaces. Ils permettent la réalisation de diverses fonctions comme la captation des gestes, la production sonore, l'amplification ou la diffusion. Cependant, une disproportion peut exister entre le peu d'informations de contrôle que peut fournir un musicien avec ses gestes ou son corps (entrées de la partie augmentée) et les considérables éventualités sonores procurées par l'audio-numérique (sorties de la partie augmentée). Ce défi est encore plus grand avec des utilisateurs en situation de handicap dont les capacités motrices sont réduites. Tout comme dans les travaux de recherche de Lähdeoja, « *il nous faut dès lors imaginer une réorganisation du rapport entre le geste et sa traduction sonore, tout en tenant compte des contraintes posées par le corps humain, les limites de la technologie et l'obligation d'un temps réel* » [LÄHDEOJA, 2007].

Pour cela, il est question de définir les actions de l'élément augmenté de l'instrument une fois qu'il a détecté des informations de contrôle issues de la captation du geste. C'est l'espace mapping, la constitution des rapports entre les informations entrant dans « *l'augmentation* » et le résultat sonore. Pour les instruments traditionnels, l'objet instrumental ainsi que le mapping et le résultat sonore sont indissociables. Ils font intégralement partie de l'instrument. Prenons par exemple le tin whistle ou flûte irlandaise. Les notes (résultat sonore) sont obtenues en recouvrant

ou en ouvrant les trous avec les doigts (entrées gestuelles). Le mapping correspond alors à l'ensemble des notes produites par le tin whistle, en ouvrant successivement les trous les uns après les autres. La note la plus basse est produite lorsque tous les trous sont recouverts, puis les notes deviennent de plus en plus aigües en ouvrant successivement les trous les uns après les autres en partant du bas.

Pour conclure sur la distinction entre l'instrument de musique traditionnel et la partie augmentée, nous avons d'un côté le musicien qui se « connecte » à l'instrument de musique via ses sens du toucher, de l'ouïe et de la vue. De l'autre, nous avons un système analogique et numérique qui « se connecte et procure » également un feedback (ou retour) au musicien par des ondes sonores, une interface visuelle ou par le toucher. Les travaux de Miranda et de Wanderley [MIRANDA ET WANDERLEY, 2006] ont permis de différencier deux types de feedback : primaire et secondaire. Le feedback primaire représente les retours d'informations tactiles, kinesthésiques et visuels liés aux gestes du musicien. Ils sont fonction de la forme et de l'ergonomie des objets instrumentaux. Le feedback secondaire représente les retours d'informations sonores, fonction de l'ensemble de la chaîne geste/son. La Figure 20 synthétise, à partir de travaux de de Miranda et de Wanderley, cette distinction entre l'instrument de musique traditionnel et augmenté. Les informations importantes sont les entrées gestuelles, le mapping, le feedback primaire et secondaire.

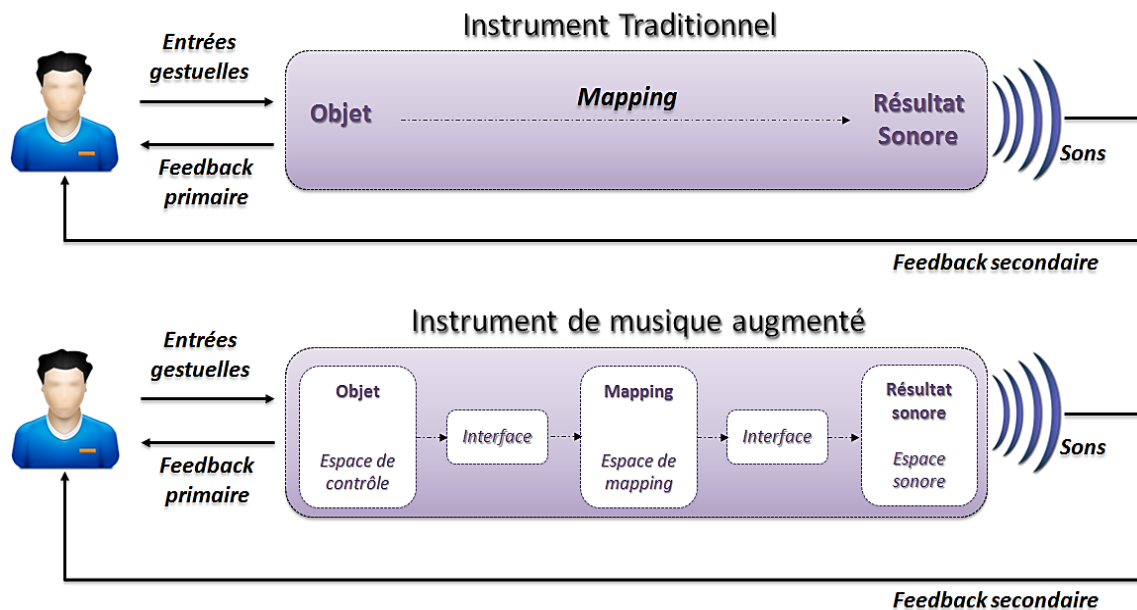


Figure 20 La distinction entre les instruments de musique traditionnels et augmentés

Le modèle générique d'un instrument de musique contemporain, comme les instruments augmentés, présente ainsi trois éléments flexibles [MIRANDA ET WANDERLEY, 2006] [FELS ET LYONS, 2013] [TZANETAKIS ET AL., 2013] : l'espace de contrôle, l'espace mapping et l'espace sonore Figure 20. Ces éléments sont des modules exerçant chacun une fonction principale différente. L'espace de contrôle est un « contrôleur gestuel » comprenant les entrées gestuelles ou les catégories des gestes possibles, responsable du feedback primaire. L'espace mapping est en

charge de la constitution des rapports entre les gestes et les résultats sonores. L'espace sonore permet de générer les ondes sonores. Elles peuvent être issues des logiciels de synthèse de sons, du musicien lui-même ou des actions d'un système opératif (type électromécanique) positionné autour de l'instrument acoustique. Chacun de ces modules s'échangent des signaux temps-réel. Ces informations sont les messages communicationnels générant les résultats sonores, responsables du feedback secondaire. L'ensemble du système est donc interactif. Les entrées gestuelles ont une incidence sur les résultats sonores. Généralement, ces modules sont de nature différente. Pour que les informations circulent correctement, des interfaces sont présentes pour les relier entre eux.

3.4. Une nouvelle approche pour la conception de technologies musicales

Ces dernières années ont vu une augmentation significative de l'intérêt des interfaces utilisateurs multimodales dans la culture musicale. Ces interfaces multimodales sont capables d'intégrer plusieurs modes d'interaction et de communication pour la réalisation d'une même tâche. En effet, les nouvelles interfaces musicales utilisent une variété de systèmes de détection et d'actionneurs. De même, elles créent de nouvelles modalités pour présenter et recevoir de l'information par les utilisateurs/musiciens. Elles nécessitent souvent des techniques de traitement du signal et d'apprentissage afin d'extraire et de fusionner des informations de contrôle avec un résultat sonore. Ces nouvelles formes d'interaction exigent une nouvelle approche de la conception de système pour la création et l'interprétation musicale.

3.4.1. La procédure de conception d'un NIME

Cette nouvelle approche de conception a été étudiée depuis la première conférence internationale sur les New Interfaces for the Musical Expression en 2001 (NIME). Cette conférence est consacrée à la recherche scientifique sur le développement de nouvelles technologies pour l'expression musicale et la performance artistique. Les chercheurs et les musiciens se réunissent pour partager leurs connaissances et leurs travaux sur la nouvelle conception d'une interface musicale centrée sur la conception innovante d'interfaces musicales. Depuis, le terme NIME est utilisé pour définir ces nouvelles technologies. Des workshops sont proposés, présentant la procédure de conception d'un NIME en six étapes [TZANETAKIS ET AL., 2013] [FELS ET LYONS, 2013].

La première étape consiste à définir l'espace de contrôle. Elle inclut le choix des capteurs pour détecter les entrées gestuelles. Le concepteur détermine la nature de la captation et les propriétés physiques des capteurs associés. Les travaux de recherche dans ce domaine montre une variabilité de technologies mises en jeu comme les tablettes tactiles [MÜLLER ET AL. 2010] [FAVILLA ET PEDELL, 2013] [MECKIN ET BRYAN-KINNS, 2013], les capteurs lasers [BAO-PAO, 2014], les tables tangibles [HOCHENBAUM ET VALLIS, 2009] [VILLAFUERTE ET AL., 2012], les capteurs de souffles [AZIZ ET AL., 2008], les capteurs capacitifs [CHARLES ET AL., 1988], les pads sensitifs [BHAT, 2010], les casques EEG [CHEW ET CASPARY, 2011], les gants de données [YUAN ET

FOLMER, 2008] [MITCHELL ET AL., 2012], les eye-tracker [BÄÄTH ET AL., 2011] [VAMVAKOUSIS ET RAMIREZ, 2012] ou les périphériques de jeux vidéo comme la Wiimote de la console de Nintendo Wii [BENVENISTE ET AL., 2009] et la Kinect de la console de Microsoft XBOX360 [MIN-JOON ET AL., 2011]. Certains auteurs proposent aussi d'utiliser des objets du quotidien comme interface de contrôle [SINGER, 2003] [JENSENIUS ET VOLDSUND, 2012].

La deuxième étape est la définition de l'espace sonore. Le concepteur spécifie le résultat sonore désiré (provenant de l'instrument de musique acoustique ou de système de synthèse du son), qui peut être lié à différents types de feedback primaires qu'ils soient visuels [MÜLLER ET AL. 2010] [VILLAFUERTE ET AL., 2012] [BHAT, 2010] [KIKUKAWA ET AL., 2012] [VAN TROYER, 2012], ou haptiques [CADOZ ET AL., 2003] [YUAN ET FOLMER, 2008]. Ce son peut être généré par un module électromécanique placé autour de l'instrument acoustique [RAMKISSOON, 2011] [BRITT ET AL., 2012] [MACVAY ET AL., 2011] [MURPHY ET AL., 2012] [MECKIN ET BRYAN-KINNS, 2013].

La troisième étape inclut la définition du mapping entre le contrôle et le résultat sonore. Les auteurs préconisent l'utilisation d'une interface de commande pour modifier la stratégie du mapping selon les objectifs de conception et musicaux. Les travaux de recherche montrent l'existence d'un mapping de type électronique par l'utilisation de microcontrôleurs Arduino [DIAKOPOULOS ET KAPUR, 2011] [MÜLLER ET FUCHS, 2012] [PAPETTI ET AL., 2011] [WIERENGA, 2012] ou plus spécifique comme le Jennic OEM JN-5139 utilisé dans le MO (Modular Object) développé par l'IRCAM [RASAMIMANANA ET AL., 2011]. Ces technologies électroniques se comportent généralement comme des convertisseurs analogiques/numériques pour la mise en forme des signaux issus de capteurs. Ces informations sont ensuite interprétées par un mapping de type informatique.

Pour la quatrième étape, le concepteur connecte le système dans sa globalité. Cette phase nécessite une réflexion importante pour la constitution des interfaces entre l'ensemble des modules du système. La cinquième étape inclut l'apprentissage et la pratique de l'instrument de musique. Le musicien se familiarise au système et compose une œuvre. Finalement, la dernière étape est l'utilisation de l'instrument de musique en jouant une œuvre lors d'un concert ou d'un spectacle.

Cette procédure de conception propose en amont de définir trois éléments flexibles (espace de contrôle, espace mapping et espace sonore présenté au paragraphe 3.3 de ce chapitre) du système technologique musical à concevoir. La littérature montre l'utilisation d'une variété de systèmes de détection, de traitement d'information ou d'actionneurs. Parmi cette multitude de technologies, l'électromécanique présente un grand intérêt pour ce travail de thèse. En effet, l'électromécanique a donné naissance à de véritables instruments élargis. Elle permet de combiner divers éléments reliés entre eux, rendant le contrôle simultané de l'ensemble des modules à la base impossible par

une seule personne. Ainsi le musicien peut contrôler à distance des instruments de musiques à partir d'une interface de contrôle unique.

Les travaux issus de la conférence NIME pourront servir de supports pour nos futurs projets de conception. Ils nous permettront d'obtenir des connaissances et des compétences dans le domaine des technologies musicales mais surtout des éléments complémentaires liés au processus de conception de tels systèmes musicaux.

3.4.2. Les principes de conception d'un NIME

Cook propose divers principes de conception de NIME [COOK, 2009]. Le Tableau 6 reprend les principes susceptibles d'être pris en considération dans nos futurs projets de conception. Il comprend le numéro du principe avec sa définition.

PRINCIPES	DEFINITIONS
1 et 2	Ajouter de la complexité aux instruments de musique numériques peut rapidement les rendre instables, difficiles à manipuler et à apprendre
1 et 2	Le « joueur » garde le contrôle sur son instrument
5	Concevoir une pièce musicale et non un contrôleur musical
6	Il est convaincant pour un contrôleur musical de produire un son immédiatement, de manière simple et fiable
8	Les constructeurs d'instruments de musiques numériques peuvent envisager d'utiliser des batteries en option pour alimenter le système
9	Les constructeurs peuvent envisager de concevoir des systèmes filaires comme sans-fils
13a	Les objets des quotidiens sont des instruments de musiques amusants
13b	Drôle est souvent meilleur que sérieux
14	Plus peut-être mieux (mais plus difficile)
15	Musique et Science sont un excellent outil d'enseignement / marketing

Tableau 6 Les principes de conception d'un NIME pour nos projets de conception

3.5.Synthèse

La troisième partie de ce chapitre a permis de définir l'Interaction Homme Machine dans un contexte musical. Elle a présenté le processus musical en tant que chaîne de communication. Notre analyse montre que l'intégration de technologies numériques et informatiques dans cette chaîne de communication permet d'élargir le champ de créativité musicale. En effet, les instruments de musique pourraient non seulement être manipulés par des êtres humains mais aussi par l'intermédiaire de dispositifs électroniques et mécaniques. L'état de l'art sur le rapport

geste/son a permis d'identifier la relation communicationnelle établie entre les gestes du musicien et son instrument de musique. Dans ce travail de thèse, il est possible que les utilisateurs ne possèdent pas les aptitudes quant aux gestes adéquats pour manipuler un instrument de musique. Les définitions du geste instrumental doivent donc être absolument réadaptées en fonction des possibilités gestuelles d'un utilisateur en situation de handicap. Notre analyse montre que le modèle générique d'un instrument de musique augmenté est constitué de trois parties distinctes. Ces éléments sont utiles pour faciliter l'adaptation du système instrumental aux attentes musicales. Cependant, ce modèle générique n'a pas été appliqué pour permettre l'adaptation de ces systèmes aux capacités motrices de son utilisateur. Il mérite donc d'être intégré dans une architecture produit modulaire adaptée à notre contexte de travail, afin de créer un pont tant recherché entre les personnes en situation de handicap, leurs spécificités motrices et la pratique musicale instrumentale.

4. L'identification des spécificités motrices des sujets

Selon Minaire, évaluer c'est « non seulement mesurer, mais c'est aussi choisir l'instrument de mesure et porter un jugement sur la valeur obtenue » [MINAIRE, 1993]. La troisième partie de ce chapitre présente une analyse des méthodes et des technologies mises en jeu pour identifier les spécificités motrices des sujets. Parmi elles seront étudiés : les bilans moteurs pour évaluer le « niveau du handicap » d'une personne, les modèles et outils théoriques utilisés pour modéliser le comportement d'un sujet manipulant un système ainsi que les outils de capture de mouvement pour analyser les possibilités gestuelles des sujets.

4.1. Les bilans moteurs

Des professionnels du paramédical et de physiothérapie ont développés des bilans moteurs pour évaluer de manière objective les performances ou les déficiences motrices d'une personne. Ces bilans sont effectués à l'aide d'échelles de cotation qui permettent de quantifier ces mesures sous forme de scores. Le score se calcule en cotant un certain nombre de tâches à réaliser, appelées items, analysant les différentes composantes à étudier. Un score global est obtenu en faisant la somme des notes attribuées pour chaque item. Le but du score est de renvoyer en un seul nombre la totalité des composantes étudiées.

Une échelle peut être définie selon plusieurs composantes : l'âge (nourrisson [VAN HAASTERT ET AL., 2006], personnes âgées [SCHEPENS ET AL., 2010]), la pathologie (Infirme Moteur Cérébral [GIRARDOT ET BERARD, 2005], l'atrophie musculaire [NELSON ET AL., 2006]), le nombre de tâches à réaliser (32 items [BERARD ET AL., 2006], 21 items [DE LATTRE ET AL., 2011]), l'objectif (détecter le retard de la motricité [STOKES ET AL., 1990], la mesure des fonctions des membres supérieurs [LANG ET AL., 2006]) etc.

Prenons par exemple l'échelle MFM (Mesure de la Fonction Motrice) développé à l'Escale, service de Médecine Physique et Réadaptation Pédiatrique des Hospices Civils de Lyon [BERARD ET AL., 2005] [VUILLEROT ET AL., 2014] qui est utilisée au CHU Michallon de Grenoble. La MFM donne une mesure chiffrée des capacités motrices du sujet porteur d'une pathologie neuromusculaire. L'ensemble des items est rangé dans un ordre logique de passation. Ils sont regroupés sous trois dimensions : station debout et transferts (D1), motricité axiale et proximale (D2), motricité distale (D3). Pour comprendre la composition d'un item, nous proposons d'utiliser la représentation de l'item 15 de la MFM. L'item est associé à un numéro (15), un descriptif de la tâche à accomplir par le sujet avec sa position de départ et les consignes de cotation pour le thérapeute. Ces consignes sont présentes pour faciliter l'évaluation par le thérapeute. Au final, chaque item est coté selon une échelle en 4 points. La cotation générique est définie dans le Tableau 7.

Cotation	Définition de la cotation
0	Ne peut initialiser la tâche ou la position de départ ne peut être tenue
1	Ebauche l'exercice
2	Réalise incomplètement le mouvement demandé ou complètement mais de façon imparfaite (compensations, durée de maintien de la position insuffisante, lenteur, mauvais contrôle du mouvement...)
3	Réalise complètement, "normalement" l'exercice, le mouvement étant contrôlé, maîtrisé, dirigé, réalisé à vitesse constante

Tableau 7 L'échelle de cotation générique de la MFM

Pour faciliter la mesure de la cotation, deux composantes de la fonction motrice sont étudiées. Dans l'item 15 présenté sur la Figure 21, le thérapeute contrôle la position d'une articulation (position de la main sur le sommet du crâne) et le passage d'une position à une autre (soulève les mains, soulève les avant-bras). Pour d'autres items, il peut contrôler l'amplitude du mouvement et l'endurance par exemple.

15. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, AVANT-BRAS POSÉS SUR LA TABLE, COUDES EN DEHORS DE LA TABLE

Position de départ : Installer le sujet assis devant la table réglée à hauteur adaptée, avant-bras en appui sur la table mais coudes en dehors. Le sujet peut être en appui contre le dossier. S'il est assis dans son fauteuil roulant, les accoudoirs doivent être enlevés.

Tâche à accomplir : mettre les 2 mains sur la tête.

Consignes de cotation : se tenir les mains ou s'aider de la bouche correspond à une cotation 0. Des compensations au niveau de la tête et/ou du tronc limitent la cotation à 2.

- ✂ 0 : ne soulève pas les 2 mains de la table
- ✂ 1 : soulève les 2 mains de la table mais les avant-bras restent en contact avec la table
- ✂ 2 : soulève les 2 avant-bras de la table mais ne parvient pas à porter les 2 mains en même temps sur le sommet du crâne. Les mains atteignent au moins le niveau de la bouche
- ✂ 3 : porte en même temps les 2 mains sur le sommet du crâne, la tête et le tronc restant dans l'axe¹

Figure 21 Exemple de l'item 15 de la MFM avec la définition des scores

Le handicap est ainsi évalué par des échelles génériques qui mesurent les fonctions motrices globales d'un sujet indépendamment de la pathologie, ou par des échelles spécifiques liées à l'atteinte des fonctions dans le cadre d'une pathologie particulière. Ces échelles permettent une évaluation objective des capacités motrices d'une personne. Pour certains bilans moteurs, les thérapeutes utilisent des instruments de mesures comme des goniomètres pour des mesures d'angles entre les articulations [ESTRADE, 2010] [DRAPER ET AL., 2011] [YAZDIFAR ET AL., 2013] ou des dynamomètres pour des mesures d'efforts [HAYES ET AL., 2002] [VERMEULEN ET AL., 2005]. La manipulation de ces instruments nécessite un apprentissage conséquent pour obtenir des mesures répétables d'une expérience à une autre. Leur utilisation peut être délicate et non confortable pour certains patients en fonction de leur handicap.

4.2. Les modèles et outils théoriques du comportement humain

Pour obtenir une vision commune de « *ce qu'est un modèle* », nous nous appuyons sur la définition proposée par MacKenzie repris également dans les travaux de Vella. Selon Mackenzie, un modèle est une « *simplification de la réalité. Il n'est utile que s'il contribue à la conception, l'évaluation, ou encore s'il fournit une base pour comprendre le comportement d'une personne et/ou d'un objet complexe tel qu'un ordinateur* » [MACKENZIE, 2003] [VELLA, 2008]. Généralement, ces modèles sont définis en fonction des objectifs et des résultats attendus.

4.2.1. Les modèles issus de l'ergonomie cognitive

Dans le domaine de l'ergonomie cognitive, des modèles dits descriptifs décrivent une tâche réalisée par l'utilisateur ou une tâche réalisée par un système [MACKENZIE, 2003]. Ils étudient le plus souvent le comportement d'une interface mais peu celui d'un utilisateur utilisant cette interface [VELLA, 2008]. Il existe aussi des modèles dits prédictifs représentant le comportement des systèmes sous forme de lois ou d'équations mathématiques pour rendre compte du temps de réalisation d'une tâche. Par contre, on peut se poser la question de la validité de ces modèles avec des utilisateurs en situation de handicap moteur par exemple. Une étude réalisée par Hwang a montré que la trace du déplacement d'un pointeur de type souris était différente entre les utilisateurs valides et en situation de handicap moteur. Les utilisateurs valides ont réalisés des déplacements plus linéaires ainsi qu'un nombre de pause moins important que les utilisateurs en situation de handicap [HWANG ET AL., 2004].

Par ailleurs, comme le souligne Vella [VELLA, 2008], cette étude pose un problème par rapport au dispositif de pointage utilisé par les utilisateurs en situation de handicap. Il se pourrait qu'ils soient gênés par l'utilisation d'un tel dispositif ce qui expliquerait les déplacements non linéaires par les utilisateurs en situation de handicap. Les travaux de Gajos ont appliqué ces modèles prédictifs comme la Loi de Fitts [FITTS, 1954] dans la génération d'automatique d'interface utilisateur [GAJOS ET AL., 2007]. Ils ont bien noté que la loi de Fitts ne décrit pas souvent de manière adéquate les performances des personnes avec des capacités motrices ou des dispositifs inhabituels.

4.2.2. La science du mouvement

Pour caractériser les spécificités motrices, les principes des sciences des mouvements comme la neuroscience du mouvement et la dynamique du mouvement peuvent compléter ces modèles scientifiques. Utilisée pour optimiser les modèles de comportement moteur [TODOROV, 2004] ou pour la conception de robot d'assistance [MEARY ET BAUD-BOVY, 2009], la neuroscience du mouvement analyse la transformation des signaux sensoriels aux commandes motrices à l'intérieur du système nerveux central (CNS : Central Nervous System en anglais). Ce système nerveux central intègre une boucle sensori-motrice divisée en trois fonctions [WOLPERT ET GHARAMANI, 2000]. Elles sont représentées sur la Figure 22.

- 1) Une première fonction de planification spécifie la commande motrice générée par le système nerveux central pour la réalisation d'une tâche particulière étant donné son état d'exécution (Figure 22 en haut).
- 2) Une deuxième fonction de contrôle détermine comment les changements d'états donnent la commande motrice (Figure 22 à droite)
- 3) Une troisième fonction sensitive détecte toutes les modifications de l'organisme et de l'environnement extérieur par une rétroaction sensorielle (Figure 22 à gauche).

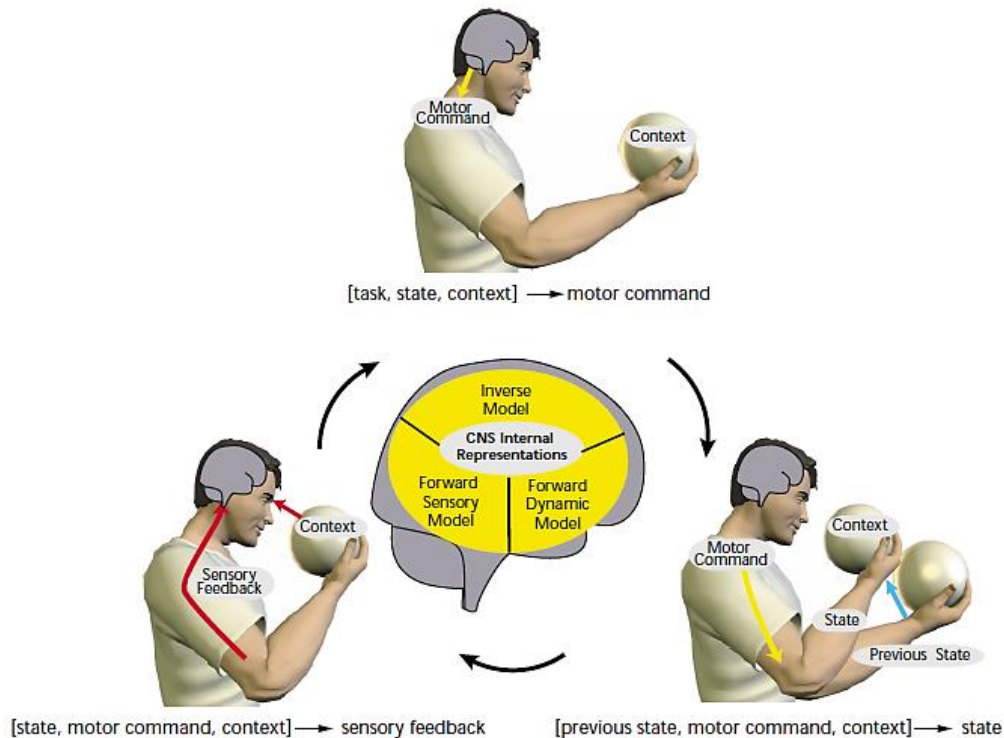


Figure 22 La boucle sensori-motrice, avec la génération de commande motrice (en haut), la transition des étapes (à droite) et la rétroaction sensorielle (à gauche). Au centre, la représentation interne de ces étapes dans le système central nerveux. [Wolpert et Ghahramani, 2000]

Prenons l'exemple du coup de pied d'un footballeur dans un ballon. Tout d'abord, le joueur ajuste sa cible et l'identifie grâce à ses yeux (système sensoriel visuel). Il détermine son emplacement dans son environnement et anticipe le lieu de l'impact avec son pied. Puis, le mouvement est programmé, tandis que la posture du joueur est ajustée pour éviter toute chute du corps. L'ensemble de cette planification est déterminée grâce aux retours sensoriels issus des muscles et des articulations. Finalement, cette séquence d'actions s'accomplit parce que le footballeur est motivé à frapper le ballon. Ainsi, la motivation joue un rôle important sur l'engagement de l'utilisateur à exécuter une tâche, sur ses efforts moteurs et donc la programmation de ces mouvements.

La dynamique du mouvement humain est l'étude et la modélisation des efforts appliqués à un organisme lors d'un mouvement. Pour cela, on recueille des informations sur la cinématique du mouvement, des informations anthropométriques du sujet, et des amplitudes des mouvements. A partir des points des articulations du corps humain, une variété de modèles a été développée (Figure 23) pour déterminer par exemple les longueurs segmentaires du corps [DRILLIS ET CONTINI, 1966] [VETTE ET AL., 2011], les centres de masses des membres [DEMPSTE, 1955] ou encore la modélisation des activités musculaires [LIEBER ET SHOEMAKER, 1992]. D'autres modèles sont utilisés pour mesurer les angles articulaires [KAPANDJI, 1980] [LAUDE ET AL., 1978].

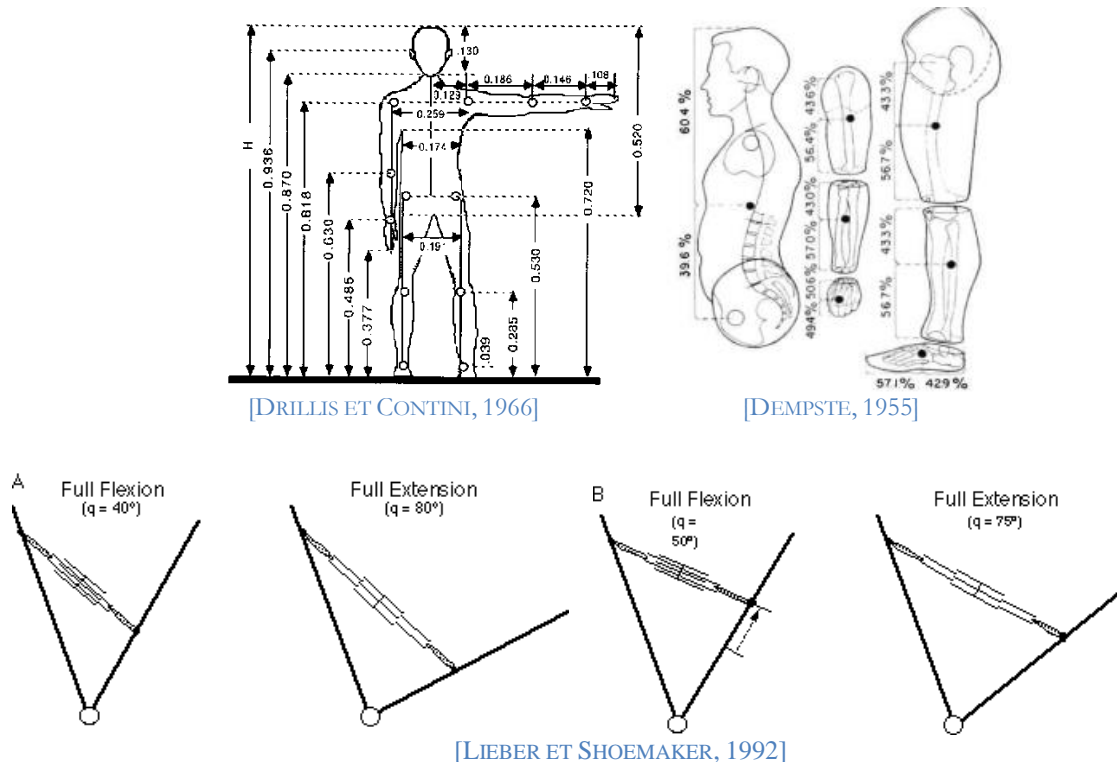


Figure 23 Modèles pour la construction d'un humanoïde. Modèle de la longueur des segments (en haut à gauche), Modèle des centres de masses des segments (en haut à droite), Modèle de l'activité musculaire (en bas)

4.2.3. Evaluation de la charge de travail

La méthode d'évaluation des systèmes doit tenir compte des utilisateurs représentatifs de la population cible et d'un environnement d'évaluation le plus proche de celui de son utilisation. Ainsi des approches dites empiriques et plus précisément de « *diagnostique d'usage* » permettent aux concepteurs de valider le système développé à partir des besoins des utilisateurs et de leurs comportements face à l'apport d'un tel système. L'évaluation de la charge de travail d'un utilisateur exerçant une tâche est une donnée significative pour évaluer un système homme machine [PINO, 1995]. La charge de travail est le coût ou le niveau d'activité nécessaire pour accomplir une tâche. Cette charge englobe deux composantes : l'une physique, liée en général aux actions de l'opérateur, et l'autre mentale, regroupant les activités de perception, d'interprétation et de décision. Plusieurs types de méthodes peuvent être distingués pour évaluer la charge de travail [PINO, 1995] [HADJ ABDELKADER, 2011] : méthodes physiologiques, méthodes comportementales et méthode subjectives.

1) Les méthodes physiologiques évaluent indirectement la charge de travail par une quantification des changements survenant au niveau de certaines fonctions physiologiques, comme l'activité électrique des muscles, l'activité électrique du cerveau, la fréquence cardiaque et de respiration. L'inconvénient majeur de ces méthodes est que les modifications des composantes physiologiques mesurées ne proviennent pas seulement de la charge de travail. L'émotion peut ajouter des « *bruits physiologiques* » présents dans les données recueillies.

2) Les méthodes comportementales correspondent aux modifications du comportement de la personne. Elles s'appuient sur la relation entre le niveau de satisfaction de l'individu et la charge de travail. Des méthodes fondées sur la double tâche ont été développées. Elles consistent à évaluer la charge mentale de travail en comparant la performance d'une tâche principale à une tâche ajoutée. On mesure alors la baisse de performance comme les erreurs et le temps de réaction dans la tâche ajoutée. L'inconvénient majeur de ces méthodes est leur applicabilité sur le terrain.

3) Les méthodes subjectives supposent que l'opérateur est le mieux placé pour évaluer sa propre charge du travail. Les techniques déployées proposent de présenter un questionnaire à composantes subjectives à la personne. Il y répond en estimant son sentiment de charge de travail.

Les méthodes subjectives présentent des avantages majeurs pour ce travail de thèse. Les mesures sont plus directes que les méthodes physiologiques et comportementales car elles sont considérées comme étant moins invasives. Elles sont plus faciles à obtenir, donc facilement reproductibles et adaptables à différents environnements de travail. Ainsi, nous proposons de nous appuyer sur ces méthodes subjectives pour analyser la charge de travail de l'utilisateur après l'exécution de tâches sur un produit.

La NASA a développé la méthode TLX (Task Load Index) [HART ET STAVELAND, 1988] qui est aujourd'hui une des méthodes d'évaluation subjective de la charge mentale la plus employée en ergonomie [INRS, 2010]. Elle est facilement programmable et évalue en même temps les composantes physiques et mentales de la charge de travail. Cette méthode, ou outil définit six composantes subjectives de la charge de travail: exigences mentales, exigences physiques, exigences temporelles, niveau de frustration, niveau d'effort et performance. Le Tableau 8 présente ses six composantes avec leur échelle et leur définition.

Composantes	Echelles	Définitions
Exigence mentale	Faible – Haut	Activités mentales et perceptuelles requises par la tâche.
Exigence physique	Faible – Haut	Activités physiques associées à la tâche : inclues les actions de manipulation de l'effecteur par le bras, la main et le poignet.
Exigence temporelle	Faible – Haut	Pression temporelle associée au taux ou au rythme nécessaire à l'accomplissement de la tâche.
Effort	Faible – Haut	Travail mental et physique nécessaires pour effectuer la tâche avec un certain niveau de performance.
Niveau de frustration	Faible – Haut	Niveaux de stress et/ou de contentement associés à la tâche.
Performance	Bonne - Mauvaise	Degré du succès ou de la satisfaction ressentis à propos de la performance accomplie dans la tâche.

Tableau 8 Les composantes de la charge de travail issues de la méthode subjective NASA-TLX

L'outil NASA-TLX fournit des mesures subjectives de la charge de travail qui sont très utilisées dans de nombreux travaux de recherche [HART, 2006]. Il a permis une estimation de la charge de travail pour comparer différents modes d'interactions après usage [FINDLATER ET AL., 2010] [HADJ ABDELKADER, 2011]. D'autres auteurs se sont inspirés sur la méthode NASA-TLX en proposant leur propre outil d'évaluation de la charge de travail. L'outil SURG-TLX évalue l'impact de différentes sources de stress sur les opérations chirurgicales [WILSON ET AL., 2011].

4.3. Les outils technologiques de capture de mouvement

La capture de mouvements consiste en une suite d'opération permettant d'obtenir en temps réel et dans l'espace, la position d'un objet du monde réel, dans un monde virtuel. Depuis quelques années, la capture des mouvements humains s'est concentrée sur l'analyse des activités humaines. Les technologies résultantes ont été utilisées dans trois domaines d'applications potentiels [MOESLUND ET GRANUM, 2001] [MOESLUND ET AL., 2006] [ZHOU ET HU, 2008] : la surveillance, le contrôle et l'analyse. Notre travail de recherche se situe principalement dans le dernier domaine et concerne spécialement la compréhension des capacités et performances motrices d'utilisateurs atypiques comme les personnes en situation de handicap. Dans le domaine de l'ergonomie et de la conception, la capture de mouvement a permis d'améliorer la définition des relations entre le futur produit à concevoir et les futurs utilisateurs grâce à un modèle numérique de l'utilisateur (Digital Human Model en anglais) [DAMSGAARD ET AL., 2006] [WU ET AL., 2009] [PARK ET AL., 2012] [VIGNAIS ET AL., 2013]. Cependant, il y a encore de nombreux défis à relever liés à cette pratique et aux technologies dédiées quand elles sont appliquées dans les situations contraignantes et spécifiques du handicap.

Dans ses travaux de recherche, Alain Pruski propose une méthode pour évaluer l'accessibilité des objets d'un environnement domestique à partir du modèle articulé d'un « *système humain* » en situation de handicap moteur et de son dispositif de mobilité (comme son fauteuil roulant) [PRUSKI, 2010]. Il représente son modèle articulé par les amplitudes de mouvement limitées de la personne [OTMANI ET AL., 2009]. Cependant, pour caractériser son modèle articulé, ces travaux ne proposent pas d'outils technologiques mesurant ces amplitudes de mouvement. Ce travail de thèse s'attache ainsi à définir les outils technologiques permettant cette capture de mouvement mais aussi la capitalisation des données en temps réel. D'après la littérature et les professionnels, il existe principalement cinq modes de capture du mouvement : la capture électromécanique, magnétique, à centrale inertielle, optique avec marqueurs et optique sans marqueurs.

4.3.1. Les modes de capture de mouvement

Les systèmes de capture électromécanique

La capture électromécanique (Figure 24) est le premier procédé historique de capture de mouvement reposant sur un exosquelette construit autour de l'élément à détecter. Chaque articulation est munie d'un potentiomètre mesurant l'orientation du membre en temps réel, simplifiant ainsi les traitements lors de la reconstruction des mouvements.



Figure 24 La capture électromécanique. A gauche le Gypsy de MetaMotion¹, à droite le CyberGlove² de Immersion

Les systèmes de capture magnétique

Pour les systèmes magnétiques (Figure 25), le principe est de poser une antenne, comme émetteur, au point d'origine générant un champ magnétique. Le champ magnétique est perturbé lors de l'introduction « d'une bobine » à l'intérieur. En analysant la différence de potentiel entre l'antenne et les capteurs, on peut déterminer ainsi leurs positions.



Figure 25 La capture magnétique. A gauche le système Zebris³ avec ses antennes et sa source génératrice, à droite le boîtier de contrôle de TrackSTAR⁴

Les systèmes de capture par centrale inertielle

Par une combinaison technologique de type accéléromètre et gyroscope, les systèmes par centrale inertielle (Figure 26) sont capables à partir de données d'accélération de calculer la vitesse, l'orientation et les forces de gravitation appliquées à l'objet et de les transmettre à un système distant.

¹ <http://www.metamotion.com/gypsy/Gypsy-6-torso.html>

² <http://www.immersion.fr/cyberglove-ii>

³ <http://www.biometrics.fr/V4/6-la-capture-de-mouvement-3d-zebris>

⁴ <http://www.ascension-tech.com/realtime/RTtrakSTAR.php>



Figure 26 La capture inertielle. A gauche la Wiimote de Nintendo ⁵, au milieu le MotionPod ⁶ de la société MOVEA, le MVN BIOMECH de Xsens ⁷

Les systèmes de capture optique avec marqueurs

La capture optique avec marqueurs utilise des marqueurs ou capteurs positionnés sur l'objet de captation. Il existe deux types de marqueurs : passifs et actifs. Les marqueurs passifs (Figure 27) sont généralement de sphères réfléchissantes qui ne sont pas émettrices. La position des sphères dans l'espace se calcule à partir des images produites par des caméras infrarouges. Elles sont dotées de diodes lumineuses éclairant leur champ de vision.



Figure 27 La capture optique avec marqueurs passifs. A gauche des exemples de caméras⁸, au milieu un exemple d'application pour la réalisation de film d'animation⁹, à droite des exemples de marqueurs ¹⁰

A l'inverse, les marqueurs actifs (Figure 28) émettent leur propre signal infrarouge à une même cellule photosensible réceptrice. Ces marqueurs sont donc identifiés automatiquement en temps réel comme étant des points dynamiques avec des coordonnées 3D dans l'espace virtuel. Ces marqueurs sont alimentés par câble ou sur batterie.

⁵ <https://www.nintendo.fr/>

⁶ <http://www.movea.com/>

⁷ <http://www.xsens.com/products/mvn-biomech/>

⁸ <http://www.naturalpoint.com/optitrack/static/newsletters/2011-01/>

⁹ <http://lukebeech.wordpress.com/motion-capture/>

¹⁰ <https://www.naturalpoint.com/optitrack/products/suits-markers/>



Figure 28 La capture optique avec marqueurs actifs par la société PTX (Phoenix Technologies Incorporated). A gauche le schéma de fonctionnement des systèmes, à droite des exemples de marqueurs photosensibles ¹¹

Les systèmes de capture optique sans marqueurs

L'évolution des technologies informatiques et du matériel vidéo a poussé le développement de méthode de capture de mouvement directement depuis des images vidéo en n'utilisant aucun marqueur. Les systèmes de capture sans marqueurs (Figure 29) reposent sur la prise de vue synchronisée d'un réseau de plusieurs caméras (comme des webcams) pour générer un squelette numérique en trois dimensions de l'utilisateur. D'autres systèmes fondés sur le concept de carte de profondeur permettent la génération de ce squelette numérique à partir d'une seule caméra. Un ensemble de rayons infrarouges est projeté dans l'espace de capture de la caméra. La caméra va traiter les informations issues d'un capteur de profondeur pour reconstituer une image de profondeur dans son champ de vision. Ces deux types de systèmes sont couplés à des algorithmes de traitement d'images et d'intelligence artificielle.



Figure 29 La capture optique sans marqueurs. A gauche, le réseau de caméras d'OrganicMotion, à droite des exemples de capteurs de profondeurs avec la Kinect de Microsoft en 1, D-Imager de Panasonic en 2, la Xtion de Asus en 3, DepthSense de SoftKinetic en 4.

4.3.2. La Kinect de Microsoft : métrologie et applications

Microsoft a récemment développé un nouveau système appelé Kinect permettant à ses utilisateurs de contrôler des jeux sur leur console Xbox. Ce capteur est composé d'un ensemble de composants représentés sur la Figure 30 : une caméra couleur, une caméra infra-rouge, un projecteur de rayons laser infrarouges, des microphones, un accéléromètre et un moteur d'élévation.

¹¹ <http://www.ptphoenix.com/products/system-structure/>

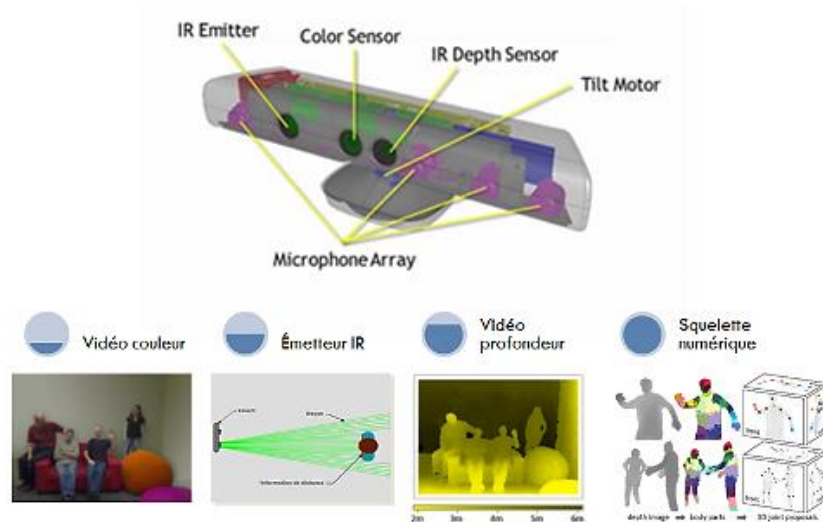


Figure 30 La Kinect de Microsoft. Les composants de la Kinect (en haut). Le fonctionnement du capteur (en bas)

La Kinect a été impliquée dans une multitude d'applications comme une interface de contrôle de robot [SIRADJUDDIN ET AL., 2012], un outil pour l'évaluation ergonomique lors de tâches d'assemblages [HAGGAG ET AL., 2013], l'éducation [AYALA ET AL., 2013] [ZARZUELA ET AL., 2013] ou comme capteur de profondeur de robot mobile d'assistance [TOMARI ET AL., 2012] [WI-GO, 2014]. Ce système low-cost [STONE ET SKUBIC, 2011] utilise un émetteur laser infrarouge pour produire une image de profondeur [YANG ET AL., 2013] (Figure 30). La résolution et la précision des données de profondeur ont été analysées dans de nombreux projets et études scientifiques. Plusieurs travaux ont démontré que pour des applications cartographiques, les données doivent être acquises entre 1 et 3 mètres du capteur [STOYANOV ET AL., 2011] [TEICHMAN ET AL., 2013]. A de plus grandes distances, la qualité de données est réduite par la faible résolution des mesures de profondeur [KHOSHELHAM ET ELBERINK, 2012]. Dans cette espace de 1 à 3 mètres, la Kinect peut être utilisée comme un système de capture de mouvement 3-D mobile pour des évaluations ergonomiques [DUTTA, 2012].

Le capteur Kinect intègre un algorithme pour déterminer automatiquement et en temps réel les articulations du corps humain [SANNA ET AL., 2013] [SUMA ET AL., 2013] [SHOTTON ET AL., 2011] (Figure 30). Il crée un squelette numérique de 20 points correspondants aux articulations de l'utilisateur. La Figure 31 montre la composition de ce squelette. Comparable à un capteur optique sans marqueur pour la capture de mouvement, la Kinect a aussi été utilisée pour assister les thérapeutes. Le principal objectif de ces recherches est de proposer des activités de rééducation dynamiques et innovantes dans des milieux cliniques ou à domiciles. Dans ce domaine médical, la robustesse de la Kinect a été évaluée en la comparant à une méthode de capture optique avec marqueurs. Les résultats démontrent que l'utilisation de ce capteur est prometteuse pour la rééducation neurologique [CHANG ET AL., 2012] et l'évaluation du contrôle de la posture [CLARK ET AL., 2012]. Dans ces projets thérapeutiques, les principaux avantages de la Kinect sont le faible coût, la portabilité, la large disponibilité, la collection de données rapides

et le fait que ce système est sans marqueur. Ce dernier facteur réduit le temps requis pour l'installation de l'équipement et facilite l'acquisition des données [MÜNDERMANN ET AL., 2006] [HOREJSI ET AL., 2013].

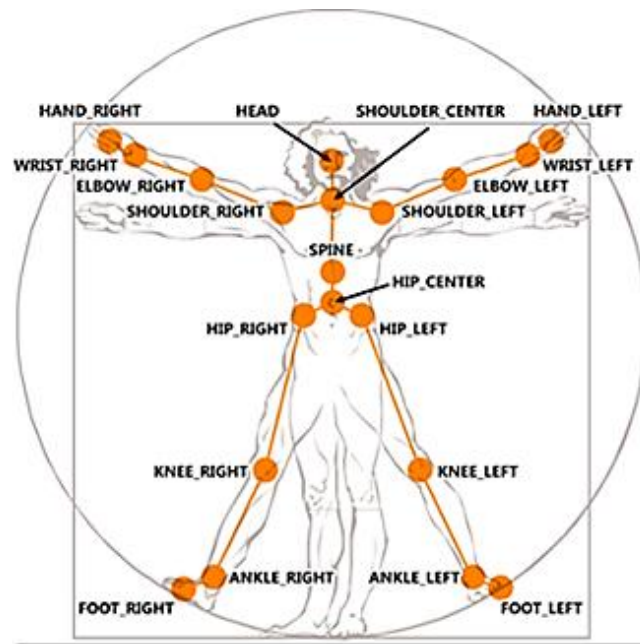


Figure 31 Le squelette numérique de la Kinect

Par contre, une condition préalable nécessaire est un positionnement des utilisateurs debout, devant le capteur Kinect. Qu'en est-il pour les utilisateurs en situation de handicap assis en fauteuil roulant ? De nombreux forums sur internet présentent la Kinect sur la console de jeux vidéo comme non-utilisable avec des utilisateurs assis en fauteuil roulant. Extrait dans l'article ci-dessous.

Voilà je suis handicapé et cela fait des années que je joue aux jeux vidéo et récemment j'ai voulu essayé Kinect, et quelle ne fut pas ma surprise, et ma déception en constatant qu'à cause du fauteuil roulant, Kinect ne me détecte pas, pour bien confirmer la chose, je l'ai essayé avec plusieurs Kinect, même résultat !
<http://forum.nolife-tv.com/showthread.php?t=16825> (Visité le 31 mai 2014)

L'utilisation de ce capteur comme système de rééducation pour des utilisateurs en fauteuils roulants a été explorée à travers plusieurs études pilotes. Elles ont montré que l'utilisation de ce matériel motive les utilisateurs pour les activités de rééducation [CHANG ET AL., 2011] [CHANG ET AL., 2013]. Cependant, ce travail ne fournit pas d'information sur les conditions requises de l'utilisateur pour être détecté par la Kinect.

4.3.3. Analyse comparée des modes de capture de mouvement

Pour cette analyse, les contraintes liées au cadre de travail de cette thèse (voir chapitre 1 de ce manuscrit) ont été reprises comme critères de sélection du mode de capture de mouvement. Quatre d'entre eux ont été choisis.

Critères CR1 : confortable. Le système doit être non-invasif et non-intrusif. Il doit procurer confort et sécurité à l'utilisateur.

Critères CR2 : transportable. De nombreuses expérimentations seront effectuées sur le terrain. Le matériel d'analyse doit être contenu dans une valise.

Critères CR3 : installation rapide pour une collection de données rapides. En raison des contraintes de temps d'expérimentation sur le terrain, le matériel doit être facilement et rapidement installé.

Critères CR4 : adaptabilité à plusieurs environnements de travail. En raison de la myriade de profils d'individus, le matériel doit s'adapter aisément aux conditions de terrain et de travail.

Dans le Tableau 9, chaque méthode de capture est couplée à chaque critère avec un score. La dernière colonne somme les scores de chaque méthode de capture.

Méthode de capture	CR1	CR2	CR3	CR4	Total
Electromécanique	/	/	/	**	2
Magnétique	*	/	/	*	2
Inertielle	*	**	*	*	5
Optique avec marqueurs	*	/	/	*	2
Optique sans marqueurs	**	*	*	*	5
Réseau de caméra					
Optique sans marqueurs	**	**	**	*	7
Capteur de profondeur					

Tableau 9 Comparatifs des modes de captures de mouvement pour ce travail de thèse

Tableau comparatifs des modes de captures de mouvement pour ce travail de thèse

La méthode de capture ne remplit pas le critère (signe « / » → score 0)

La méthode de capture remplit partiellement le critère (signe « * » → score = 1)

La méthode de capture remplit totalement le critère (signe « ** » → score = 2)

Le système capture électromécanique a des avantages dont l'absence d'éléments perturbants pouvant faire obstacle au bon fonctionnement du système. L'exosquelette n'est connecté à aucun système externe libérant les champs d'action de la personne lors de la capture de mouvement.

Cependant, l'inconvénient majeur de ce mode de capture est la gêne occasionnée pour la personne par l'encombrement du système.

Contrairement aux systèmes électromécaniques, cette gêne occasionnée sur le sujet par la capture magnétique est faible. En effet, seuls les fils de connexion reliant les capteurs à la source génératrice magnétique pourraient entraver ses mouvements. Par contre, ce système présente des limites. L'intégration d'objets métalliques dans l'espace de mesure peut entraîner des perturbations du champ magnétique produit par la source et donc des imprécisions sur les données récoltées.

Nous considérons la capture à centrale inertielle, autant que la capture magnétique, comme « *des systèmes mini invasifs* ». Câblés ou sans-fils, ces systèmes sont légers, portatifs et suppriment les contraintes environnementales rencontrées par les systèmes magnétiques. En effet, ces capteurs continuent à mesurer même s'ils sont cachés par d'autres personnes, des objets ou même par les habits. Ils sont applicables dans de nombreux environnements de terrain. Malgré tout, leur fonction première est de délivrer une mesure d'orientation et non de position.

L'avantage des systèmes optiques avec marqueurs passifs réside dans l'utilisation de marqueurs petits, légers et non câblés. Par contre, l'identification de chaque marqueur n'est pas prise en charge. La calibration des caméras et l'installation du matériel sont longues. De plus, l'environnement de capture ne doit pas comporter trop d'éléments réfléchissants, tout comme les habits de l'utilisateur de sorte qu'ils ne réfléchissent pas trop la lumière émise par les sphères réfléchissantes. Les systèmes optiques avec marqueurs actifs sont plus encombrants. Généralement, ces modes de capture nécessitent un temps de préparation de l'utilisateur incompatible vis-à-vis nos travaux de recherche.

En plus d'être les solutions les moins onéreuses, les systèmes de capture optique de mouvement sans marqueurs présentent des avantages incontestables pour ce travail de recherche. Ils offrent un confort optimal à l'utilisateur car ils sont non-invasifs et non-intrusifs. Les solutions basées sur un réseau de caméra nécessitent une installation plus lourde et plus difficile à transporter, que les systèmes reposant sur la capture de profondeur n'utilisant qu'une caméra. Par contre, les données récoltées sont perturbées dès qu'un objet ou un individu se trouve entre l'utilisateur et la caméra. Des précautions sont à prendre en compte pour une bonne utilisation de ces technologies.

4.4.Synthèse

La troisième partie de ce chapitre a présenté des outils théoriques et technologiques pour l'analyse des capacités motrices des sujets. Les bilans moteurs évaluent « le niveau de handicap du sujet » par des échelles génériques qui mesurent les fonctions motrices globales d'un sujet indépendamment de la pathologie, ou par des échelles spécifiques liées à l'atteinte des fonctions

dans le cadre d'une pathologie particulière. Ces échelles permettent une évaluation objective des capacités motrices d'une personne. Mais, elles ne sont pas adaptées au contexte de la conception de produit. En effet, un concepteur n'est pas familiarisé et suffisamment qualifié pour utiliser ces bilans moteurs dans un projet de conception. Par contre, leur approche pédagogique et la définition de « facilitateurs » pour la bonne passation des items mériteraient d'être exploitées pour définir les activités d'analyses des spécificités motrices.

La littérature montre l'existence d'une multitude de modèles et d'outils théoriques pour décrire et modéliser les actions physiques d'un sujet lorsqu'il exécute une tâche. Notre analyse montre que la motivation de l'individu peut impacter la pertinence des données récupérées. Même s'il est primordial de caractériser ses possibilités gestuelles, le choix des activités d'analyses sera très important. En effet, ce sont les activités réalisées pendant les mesures qui détermineront la motivation de l'utilisateur. Puis, cette étude montre que les méthodes subjectives d'évaluation de la charge de travail mériteraient d'être exploitées dans ce travail de thèse pour leur adaptabilité à différents environnements de travail.

Enfin, notre analyse a permis de comparer différents moyens de capture de mouvement. La Kinect de Microsoft semble correspondre à l'ensemble de nos attentes pour être utilisée comme un outil technologique de capture de mouvement dans notre contexte de travail de recherche. Néanmoins, ce capteur méritera d'être évalué dans des situations d'usages plus contraignantes (comme celui du handicap et les utilisateurs en fauteuil roulant).

5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé, les classifications internationales (partie 1 de ce chapitre) du handicap, les approches de conception existant dans le domaine du handicap (partie 2 de ce chapitre), la modélisation de l'Interaction Homme Machine dans un contexte musical (partie 3 de ce chapitre) ainsi que l'analyse des spécificités motrices d'un sujet comme ses possibilités gestuelles (partie 4 de ce chapitre).

L'objectif de la première partie était de dégager par l'intermédiaire de quatre classifications du handicap et un modèle systémique du développement humain les éléments constitutifs de la situation de handicap. Notre domaine de travail est la conception de systèmes personnalisables pour les personnes en situation de handicap. Malgré tout, les travaux actuels ne précisent et n'intègrent pas explicitement les interactions et les tâches de l'individu sur les produits à concevoir autour de ces éléments constitutifs de la situation de handicap. Nous souhaiterions extraire les éléments constitutifs de la situation de handicap à prendre en considération dans notre travail de recherche. *Cette phase est importante pour obtenir une vision globale des éléments à ne pas oublier dans les projets de conception.* Elle sera détaillée dans le chapitre 3 de ce manuscrit.

Les différentes approches de conception dans le domaine du handicap ont été décrites dans la première partie. Elle a porté sur l'utilisation d'une approche centrée utilisateur, sur le développement d'une architecture de produit modulaire et sur l'intégration en amont d'une étape sur l'analyse des spécificités motrices de l'utilisateur dans des projets de conception. L'objectif de cette partie bibliographique était de détecter les éléments à utiliser et à développer pour proposer une méthode permettant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables. Cette méthode est présentée dans le chapitre 3 de ce manuscrit et sera appliquée lors d'un projet de conception présenté dans le chapitre 5.

Dans la deuxième partie, la modélisation de l'Interaction Homme Machine dans un contexte musical a présenté un grand intérêt. Les définitions du processus musical, des relations communicationnelles entre le musicien et son instrument de musique ainsi que la modélisation des instruments augmentés ont permis d'exposer les éléments essentiels non seulement pour comprendre les concepts théoriques liant le geste musical au résultat sonore, mais également pour construire une architecture produit modulaire. Ces éléments seront utiles pour la conception systèmes personnalisables présentés dans le chapitre 3.

Ce chapitre a aussi montré une grande importance quant aux choix des outils à intégrer aux projets de conception. La troisième partie présente ainsi des méthodes pour évaluer subjectivement le niveau de handicap et la charge de travail d'un sujet. Elle a mis en avant une analyse des moyens technologiques de capture de mouvement pour numériser les actions physiques d'un sujet. Nous aurons l'opportunité de concevoir un outil d'analyse basé sur la Kinect et de vérifier son usage dans notre contexte de travail (voir Chapitre 4).

3. CHAPITRE 3 CONCEVOIR DES SYSTEMES PERSONNALISABLES POUR LA PRATIQUE MUSICALE

Ce chapitre concerne la conception de systèmes personnalisables et plus particulièrement pour faciliter la conception d'aides techniques pour la pratique musicale. Nous avons vu dans le chapitre 1 qu'une diversité de déterminants médicaux et socio-environnementaux fait intégralement partie de la situation de handicap de la personne. Dans la première partie de ce chapitre, nous souhaiterions extraire les éléments constitutifs de la situation de handicap à prendre en considération dans notre travail de recherche. Cette phase est importante pour obtenir une vision globale des éléments à ne pas oublier dans les projets de conception. La deuxième partie présentera un modèle générique d'un processus de conception adapté au contexte de la conception d'aides techniques auquel a été ajoutée une étape pour la caractérisation de spécificités motrices des utilisateurs. Puis, la troisième partie proposera une représentation de l'Interaction Homme Machine dans le contexte du handicap et de la musique mais aussi une architecture produit modulaire. Elles seront appliquées dans une quatrième partie pour la conception de deux prototypes permettant la pratique de la musique sur des instruments de percussion. La proposition de systèmes MEM2 et MiniMEM nous permettra d'analyser les avantages de notre architecture produit modulaire sur les itérations du processus de conception.

1. Les éléments constitutifs de la situation de handicap dans ce travail de thèse

Par l'intermédiaire des quatre classifications, la CIH, la CIF, le PPH et le SIMH, et du modèle systémique du développement humain d'Ornella Plos (voir partie 1 du chapitre 2), nous avons vu diverses façons d'appréhender le handicap. Nous proposons maintenant d'extraire les éléments constitutifs de la situation de handicap à prendre en considération dans ce travail de thèse et de les représenter dans un modèle. Ce modèle servira de support au concepteur pour obtenir une vision globale des éléments à prendre en compte dans leurs projets de conception d'aides techniques.

1.1. Notre approche pour la construction du modèle

Notre point de vue sur les modèles conceptuels du handicap (voir partie 1.3 du chapitre 1) a permis de décrire les principales contraintes pesant sur les projets de conception d'aides techniques. Elles impliquent d'analyser les tâches de l'utilisateur lorsqu'il utilise un produit mais aussi de connaître le contexte d'utilisation. Ainsi, nous proposons un modèle intégrant les éléments constitutifs de la situation de handicap comme suit : **l'individu exerce une activité (exécution d'une tâche) grâce à un produit (adapté à son contexte), pour participer à une situation de vie.** La Figure 32 résume la façon dont nous avons construit ce modèle.

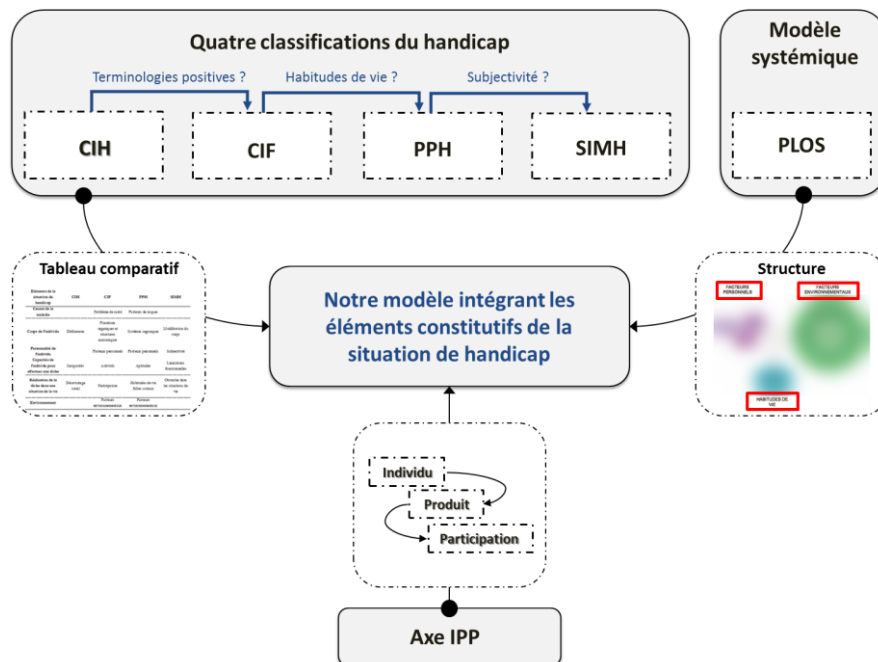


Figure 32 La construction de notre modèle des éléments constitutifs de la situation de handicap

Nous proposons de construire ce modèle autour :

- d'un tableau comparatif des éléments constitutifs de la situation de handicap présents dans les quatre classifications (CIH, CIF, PPH, SIMH) (voir Tableau 10). Nous

obtiendrons de cette comparaison les éléments à prendre en considération pour le bon déroulement de l'application de notre processus de conception ;

- de la structure proposée par Ornella Plos pour classifier les éléments constitutifs de la situation de handicap (les facteurs personnels, les facteurs environnementaux et les habitudes de vie). Comme expliqué précédemment, cette structure permet une identification très positive de la situation de handicap et une compréhension « directe » des éléments qui la constituent ;
- d'un axe Individu – Produit – Participation (IPP) sur lequel sont représentés les éléments constitutifs de la situation du handicap. Cet axe permet de représenter le produit entre son utilisateur (Individu) et la société (Participation).

1.2. Le modèle IPP (Individu – Produit – Participation)

La Figure 33 présente notre modèle, baptisé IPP, intégrant les éléments constitutifs de la situation de handicap autour d'un axe IPP Individu – Produit – Participation.

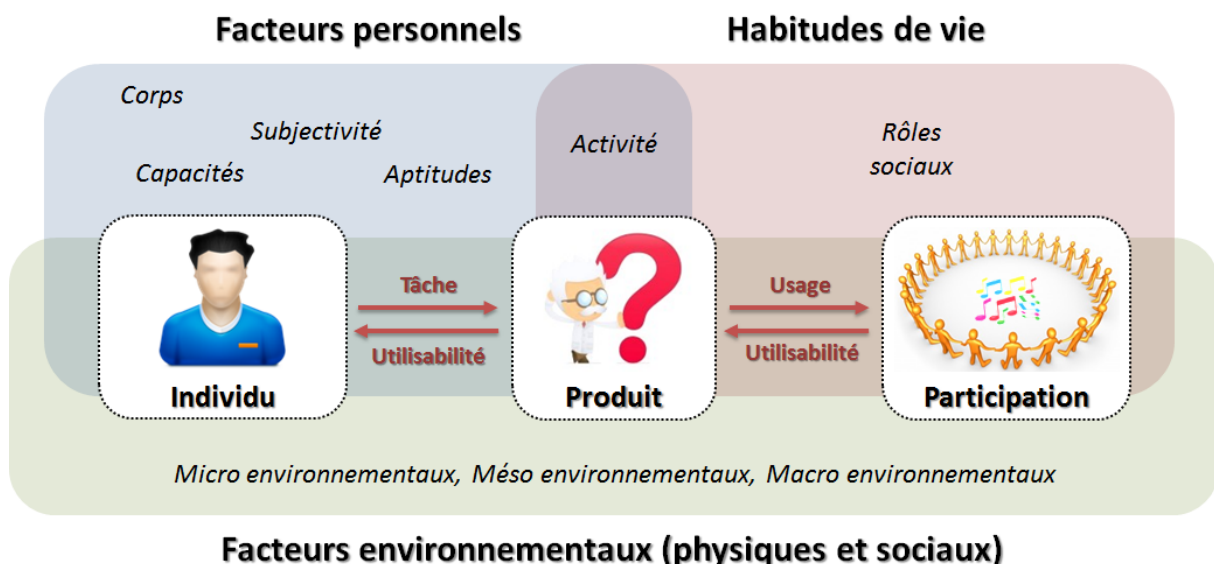


Figure 33 Le modèle IPP Individu – Produit - Participation

L'axe IPP met en avant l'interaction entre l'individu et le produit par l'exécution de tâches. Ces dernières sont réalisées dans un environnement et un contexte propre à chaque individu. Autour de cet axe IPP, nous intégrons la structure des éléments constitutifs de la situation de handicap d'Ornella Plos :

- les facteurs personnels sur l'axe secondaire Individu – Produit,
- les habitudes de vie sur l'axe secondaire Produit – Participation
- et les facteurs environnementaux englobant l'ensemble.

En comparant les 4 classifications (CIH, CIF, PPH et SIMH), nous trouvons de nombreux éléments en commun. Nous proposons de les classer en fonction des rubriques décrites dans le Tableau 10.

Classifications	CIH	CIF	PPH	SIMH
Rubriques				
Causes de la maladie		Problème de santé	Facteurs de risques	
Corps de l'individu	Déficiences	Fonctions organiques et structures anatomiques	Systèmes organiques	Modification du corps
Personnalité de l'individu		Facteurs personnels	Facteurs personnels	Subjectivité
Capacités de l'individu pour effectuer une tâche	Incapacités	Activités	Aptitudes	Limitations fonctionnelles
Réalisation de la tâche dans une situation de la vie	Désavantage social	Participation	Habitudes de vie, contexte socioculturel	Obstacles dans les situations de vie
Environnement		Facteurs environnementaux	Facteurs environnementaux	

Tableau 10 Comparatif (CIH, CIF, PPH et SIMH) des éléments constitutifs de la situation de handicap

Grâce à ce tableau, nous pouvons sélectionner les éléments à prendre en considération dans notre travail de recherche, et les classer par rubriques. Il est important de sélectionner des termes marqués d'une signification positive pour l'individu. De plus, nous ne voulons pas proposer de solutions biologiques ou génétiques mais des solutions technologiques. Dans notre modèle IPP, nous choisissons ainsi de ne pas intégrer les terminologies marquées d'une signification péjorative comme déficiences, incapacités, désavantages social, limites fonctionnelles, obstacles dans les situations de vie, ni les terminologies décrivant les causes de la maladie comme problème de santé et facteurs de risques.

Parmi les facteurs personnels, « *caractéristiques appartenant à la personne* » (définition du PPH) les éléments suivants ont été sélectionnés (Figure 33) :

- le corps défini par « *tous les aspects biologiques du corps humain, avec ses particularités morphologiques, anatomiques, histologiques, physiologiques et génétiques* » (définition du SIMH). Cette définition intègre les fonctions organiques et les structures anatomiques du CIF et

les systèmes organiques du PPH. Cet élément représente les conséquences de la maladie sur le corps de l'individu ;

- les capacités définies par « *les fonctions physiques et mentales (actuelles ou potentielles) de l'être humain, compte tenu de son âge et de son sexe, indépendamment de l'environnement où il se trouve* » (définition du SIMH). Il est important de dissocier cet élément des activités exercées par l'individu. Les capacités représentent les caractéristiques ou spécificités physiques individuelles de la personne qui sont indépendantes des tâches à réaliser par l'individu sur un produit ;
- les aptitudes définies par « *la possibilité pour une personne d'accomplir une activité physique ou mentale* » (définition du PPH). Cet élément est le prolongement de la définition des capacités. Nous positionnons ainsi une aptitude comme un ensemble de capacités (comme les spécificités motrices) de l'individu pour exécuter une tâche sur un produit ou exercer une activité ;
- la subjectivité définie par « *le point de vue de la personne, incluant son histoire personnelle, sur son état de santé et son statut social* » (définition du SIMH). Cet élément a toute son importance dans notre modèle pour obtenir un retour sur l'utilisabilité de notre produit dans une situation de vie quotidienne. Dans notre contexte, les situations de vie quotidienne sont la pratique musicale instrumentale.

Parmi les habitudes de vie assurant « *la survie et l'épanouissement d'une personne tout au long de son existence* » (définition du PPH), les éléments suivants ont été sélectionnés (Figure 33) :

- les activités qui désignent « *l'exécution d'une tâche par une personne* » (définition du PPH). Nous proposons de positionner cet élément à l'intersection des facteurs personnel et des habitudes de vie. L'activité est exercée par une personne dans sa situation de vie. Dans notre travail de recherche, les systèmes conçus permettront d'exercer une activité musicale ;
- les rôles sociaux qui concernent les structures sociales et culturelles entourant l'individu. Cet élément permet de définir l'usage du produit dans la situation de vie mais aussi de décrire si d'autres personnes sont nécessaires pour manipuler le produit (installation du matériel par une tierce personne par exemple).

Enfin, nous avons gardé le découpage spatial défini par Ornella Plos pour décrire les facteurs environnementaux « *dimension sociale ou physique qui détermine l'organisation et le contexte d'une société* » (définition du PPH). Elle divise les facteurs environnementaux en : macro environnement, méso environnement, micro environnement.

Le modèle IPP positionne le produit comme la résultante d'une bonne intégration de l'ensemble des éléments constitutifs de la situation de handicap dans les projets de conception. L'ignorance ou l'incompréhension d'un des éléments peut engendrer une utilisabilité du produit difficile pour

l'utilisateur. Dans cette étape, des activités d'analyses et de modélisation des aptitudes motrices sont proposées dans le but de fournir des informations utiles pour la suite du processus. Nous postulons que les produits à concevoir doivent suivre une architecture produit modulaire en vue de combiner les avantages de la CCU et de la conception modulaire (voir 2.3 et 2.4 du chapitre 2) dans notre processus de conception. La norme ISO 9241-210 propose d'effectuer des itérations de conception sur l'ensemble des étapes de la CCU. En fonction de la complexité d'une re-conception des systèmes après l'évaluation par les utilisateurs, ces phases d'itération peuvent demander des moyens financiers et du temps non compatibles avec le projet de conception. Nous proposons d'effectuer ces itérations seulement entre deux étapes de la CCU : « proposer des solutions de conception » et « évaluer les conceptions ». L'intégration du modèle IPP, de la caractérisation des spécificités motrices et d'une architecture produit modulaire à l'intérieur du cycle de la CCU devrait permettre ainsi de simplifier les phases d'itérations sur notre processus de conception CARACTH. Une application du processus de conception CARACTH sera exposée dans le chapitre 5 de ce manuscrit.

2.2. Les étapes du processus de conception

Le processus de conception CARACTH se décline en 5 étapes centrées sur l'utilisateur (Figure 35). Elles fournissent une approche pour les concepteurs facilitant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables.

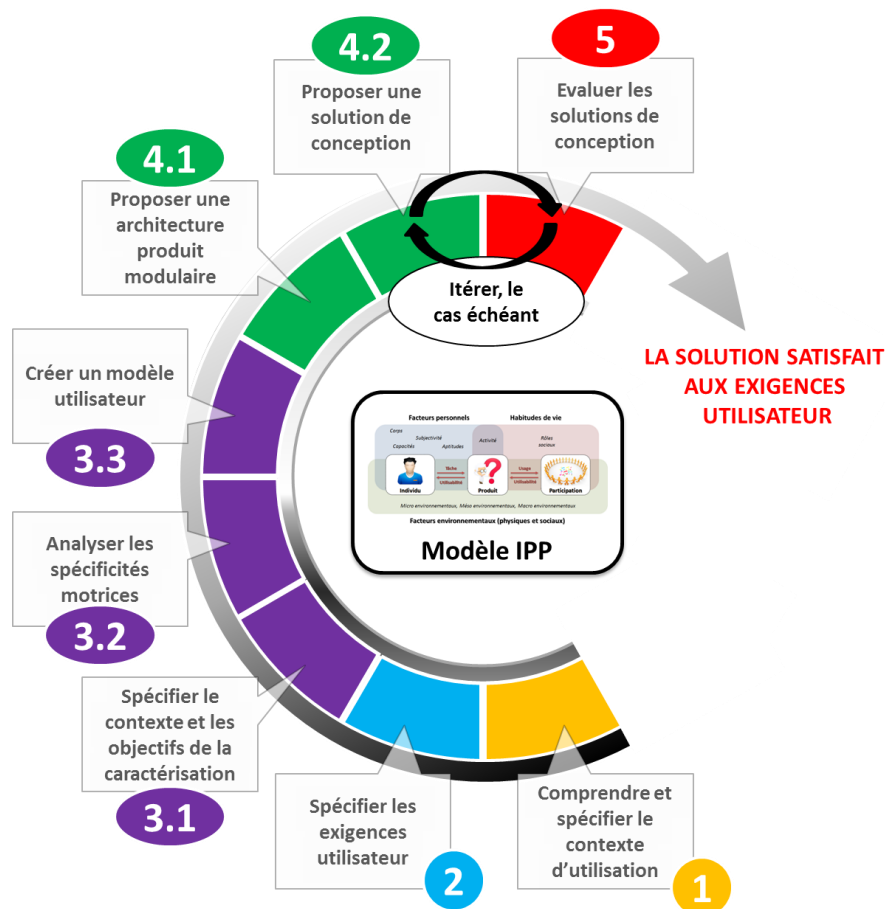


Figure 35 Le processus de conception CARACTH

Certaines d'entre elles sont décomposées en sous étapes. L'étape de caractérisation des spécificités motrices est divisée en trois sous étapes (voir 3.1 à 3.3 sur la Figure 35). L'étape de proposition de solution de conception est divisée de deux sous-étapes (voir 4.1 et 4.2 sur la Figure 35).

2.2.1. Comprendre et spécifier le contexte d'utilisation

L'ensemble des facteurs entourant l'utilisateur définissent le contexte dans lequel le produit sera utilisé. Il est important d'inclure les utilisateurs ainsi que l'ensemble des parties prenantes au projet de conception. Il peut exister plusieurs « *types* » d'utilisateurs dont les besoins sont importants. Les caractéristiques pertinentes de ces groupes d'utilisateurs doivent être identifiées pour faciliter l'accessibilité du produit final. Tout comme pour l'approche EMFASIS (voir 2.4.1 du chapitre 2), il s'agit d'étendre l'acceptabilité fonctionnelle du produit à plusieurs populations cibles. Les objectifs et les tâches des utilisateurs sont identifiés. Les natures des tâches capables d'influencer sur l'utilisabilité doivent être décrites comme celles habituellement réalisées par l'utilisateur, leurs fréquences et leurs durées d'exécution. Il est important de déterminer les activités potentiellement défavorables impliquant une charge de travail excessive. L'analyse des systèmes existants fournit des informations liées au contexte, en matière de performance et de satisfaction.

2.2.2. Spécifier les exigences utilisateur

La définition des environnements d'utilisation procure des éléments pertinents à la bonne intégration du produit d'un point de vue physique (par exemple, la prise en compte des dispositifs de mobilités) et social (par exemple, la structure sociale et culturelle, les moyens humains). Les exigences utilisateur et celles de son entourage sont définies par rapport au contexte d'utilisation du produit. Il est opportun que ces exigences englobent les objectifs que les utilisateurs doivent atteindre. Les performances d'utilisabilité et les critères de satisfaction sont identifiés. Si nécessaire, l'ensemble de ces spécifications est actualisé tout au long du projet de conception, d'où la nécessité de les énoncer et de les documenter. Si une re-conception du produit est nécessaire, une partie de ces informations est alors déjà disponible.

2.2.3. Spécifier le contexte et les objectifs de la caractérisation

Tout comme l'Inclusive Design (voir 2.2.1 du chapitre 2), nous proposons de créer une bibliothèque d'outils pour adapter notre processus de conception non seulement aux problématiques du handicap mais aussi à la caractérisation des spécificités motrices. Avant tout il est donc important de spécifier dans quel contexte la caractérisation des spécificités motrices s'opère ainsi que les exigences et pertinences portées sur leurs résultats. Les modalités d'intervention du concepteur pour caractériser les spécificités motrices sont définies. Selon le domaine d'action, le contexte peut suggérer des contraintes temporelles, d'organisations internes et environnementales. Il convient d'identifier les éléments capables d'influencer le bon déroulement de la caractérisation. Il est nécessaire de décrire les objectifs et les composantes de la

caractérisation à partir des tâches spécifiées à l'étape précédente (par exemple, l'amplitude du mouvement de l'épaule pour une tâche de pointage avec la main, la rotation latérale de la tête pour actionner un bouton avec la tempe). A partir du contexte et de ces objectifs, il convient de sélectionner et/ou de développer des outils théoriques et technologiques pour la mesure des capacités motrices. Il est nécessaire de vérifier leur compatibilité avec les environnements d'intervention ainsi que la pertinence des données collectées. Il convient de maintenir une veille des connaissances et des technologies afin d'augmenter la liberté et la capacité d'intervention du concepteur pour la caractérisation, d'où l'importance de créer une bibliothèque d'outils.

2.2.4. Analyser les spécificités motrices

La spécification du contexte des activités liées à la caractérisation, ainsi que le choix des outils théoriques et technologiques appropriés, permettent la génération d'un environnement expérimental dédié, dont l'objectif est de réaliser une activité primaire (AP). Cette AP, que nous proposons d'intégrer dans ce processus de conception, consiste à faire réaliser une tâche simple par l'utilisateur en prenant en compte l'environnement dans laquelle elle sera réalisée. Les tâches sont logiquement pré-orientées par celles qu'il utilisera à travers l'objet à concevoir. L'analyse de cette AP permet une collecte des performances motrices de l'utilisateur par le concepteur. Il est opportun de prendre en considération les conditions expérimentales suivantes pour effectuer une caractérisation des spécificités motrices sur le terrain :

- Les analyses des AP doivent être répétables d'une expérience à une autre et permettent une collecte de données rapides.
- Le temps passé pour les expérimentations doit être limité.
- Le matériel utilisé, pour la collection des données physiologiques du sujet, est portatif.
- Le système de capture de données doit respecter une caractérisation non-invasive et non-intrusive. Harnacher un utilisateur avec des capteurs augmente le temps de préparation des expérimentations.

Pour faciliter leur passation, les AP se rapprochent de l'approche pédagogique et de la description des items d'un bilan moteur (partie 4.1 du chapitre 2). Elles sont associées à : des consignes pour la mise en place de l'activité, la description de la position de départ du sujet, un descriptif de la tâche à accomplir par le sujet, la définition des composantes motrices étudiées. L'ensemble des analyses est stocké dans une base de données pour être exploité à la suite des activités de caractérisation des spécificités motrices. A tout moment, les mesures restent visibles et utilisables par l'équipe de conception. Pour une caractérisation sur le terrain, nous proposons de sauvegarder les données dans une base de données pour qu'elles puissent être exploitables avec les logiciels de calculs sur ordinateur (Scilab, Matlab) ou de tableur (Excel). Cette étape du processus de conception CARACTH sera détaillée dans le chapitre 4.

2.2.5. Créer un modèle utilisateur

Le modèle utilisateur représente les facultés physiques sous forme de données statistiques, de graphiques ou de rapport. Il fournit des informations utiles pour l'équipe de conception dans le but de créer un système personnalisable aux capacités physiques de l'utilisateur. A cette étape du processus, les concepteurs ont la possibilité de créer un modèle juste après l'AP ou a posteriori s'ils ont plus de contraintes de temps. Il convient de valider la formulation de ce modèle avec l'ensemble des acteurs du projet de conception. L'ensemble des résultats est stocké donnant la possibilité au concepteur de les pré-visualiser. Ainsi, ils restent visibles, modifiables et exploitables à tout moment. Les capacités d'exécution de la tâche requise sont extraites après une phase de post-traitement. Lors de cette phase, les logiciels et les méthodes d'exploitation de données sont libres au choix du concepteur. Plus de détails sur le modèle utilisateur seront exposés dans le chapitre 4 de ce manuscrit.

2.2.6. Proposer une architecture produit modulaire

Pour offrir plus de souplesse et pour répondre plus rapidement à de nouveaux besoins, il est opportun de définir une architecture produit modulaire. Elle ajoutera de la personnalisation au futur système en proposant un module de base agrémenté de modules spécifiques conçus à partir des spécificités motrices de l'utilisateur. Si un même produit est manipulé par un autre utilisateur présentant des capacités motrices différentes et donc un modèle utilisateur différent, seuls les modules spécifiques seront à reconcevoir, voire à régler ou auto-ajuster. Le lien entre ces différentes entités s'effectue à l'aide d'interfaces. Elles doivent permettre un montage/démontage simple et rapide, tout en respectant la compatibilité et la cohérence entre les fonctionnalités. L'ensemble du matériel est facilement disponible pour faciliter les phases de maintenance. Cette étape du processus de conception sera détaillée dans la partie 3 de ce chapitre en proposant une architecture produit modulaire pour faciliter la conception de systèmes personnalisables pour la pratique musicale.

2.2.7. Proposer une solution de conception aux regards des exigences

A cette étape du processus, il s'agit de concevoir des systèmes satisfaisant aux exigences d'utilisabilité. Avant de proposer une solution de conception, il convient de spécifier l'objet de conception de l'utilisateur. Les concepteurs doivent déterminer la façon dont l'utilisateur accomplit la tâche avec l'objet de conception, plutôt que de décrire comment le système fonctionne. Il convient de définir le support de l'objet à concevoir (mécanique, électronique, graphique...) et la modalité d'interaction (son, visuel, tactile). Les solutions à concevoir peuvent être créées à partir de scénario d'usage, de simulation ou de prototype. L'utilisation du prototypage rapide à cette étape de la conception présente de nombreux avantages comme une communication rapide sur les propositions de conception, la validation d'un assemblage et la fonction du produit, ou encore une grande souplesse en proposant rapidement de multiples solutions de conception. Cette étape du processus de conception CARACTH sera détaillée dans la partie 4 de ce chapitre par la proposition de prototypes permettant aux utilisateurs en situation

de handicap la pratique musicale sur des instruments de percussion. Les différentes propositions doivent être explicites, faciles à comprendre et à utiliser. A cette étape du processus, il est primordial de présenter les solutions de conception aux utilisateurs avec l'opportunité d'exécuter les tâches à réaliser. Après un retour utilisateur sur l'utilisabilité du produit, le concepteur doit prendre en compte la possibilité de modifier la solution de conception proposée. Cela requiert le contrôle des phases d'itération dans cette étape du processus de conception. La nature des problèmes identifiés ainsi que les modifications de conception adoptées doivent être répertoriées.

2.2.8. Evaluer les solutions par rapport aux exigences

La dernière étape est une évaluation centrée sur l'utilisateur. Elle permet aux concepteurs de vérifier si la solution de conception répond aux exigences de l'utilisateur. L'objectif est de fournir un retour rapide sur les avantages et les inconvénients de la solution de conception à partir du point de vue de l'utilisateur. A cette étape du processus, il convient de définir les parties de la solution de conception à évaluer et la méthode d'évaluation. Les utilisateurs réalisent les tâches à l'aide des solutions de conception. Cette évaluation centrée utilisateur peut aussi être utilisée pour établir une comparaison entre différentes solutions de conception. Si la solution ne répond pas aux exigences utilisateur, les informations collectées lors des évaluations permettent de réorienter la conception. Une nouvelle solution du système sera proposée jusqu'à la satisfaction de l'utilisateur et des parties prenantes du projet de conception. Dans le cadre de travail de cette thèse, les solutions de conception seront évaluées sous deux aspects. Le premier consiste à évaluer le résultat sonore du système personnalisable à partir des exigences des musiciens de l'association AE2M. Le deuxième détermine si les objectifs et les performances d'utilisabilité ont été satisfaits dans les contextes d'utilisation prévus (voir chapitre 5).

2.3. Synthèse

La définition et les étapes du processus de conception CARACTH ont été présentées. Cinq phases de conception sont élaborées pour faciliter l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices d'un utilisateur vers la conception de systèmes personnalisables. Après une compréhension du contexte d'utilisation du produit et des spécifications des exigences, la caractérisation des spécificités motrices des usagers est exécutée, générant un modèle utilisateur de leurs possibilités gestuelles. Ce modèle couplé à une architecture produit modulaire permet ainsi d'ajouter de l'adaptabilité au système à concevoir. Une évaluation centrée utilisateur vérifie la satisfaction de l'utilisateur et l'utilisabilité du produit dans son contexte d'utilisation.

3. Proposition d'une Architecture produit, étape 4.1 de CARACTH

La troisième partie de ce chapitre fournit un ensemble d'éléments concernant l'étape 4.1 (proposer une architecture produit modulaire) de notre processus de conception CARACTH. Nous présentons tout d'abord notre approche pour modéliser l'interaction Sujet en situation de handicap/Instrument de musique. Nous proposons ensuite une architecture produit modulaire

pour faciliter la conception de systèmes personnalisables pour jouer de la musique. Cette architecture délimite les modularités du produit en proposant des parties génériques et des parties spécifiques aux systèmes conçus.

3.1. Modélisation de l'interaction Sujet en situation de handicap/Instrument de musique

3.1.1. Définition

Avant de proposer une architecture produit modulaire, il convient de spécifier les tâches et les actions d'un sujet, pour jouer de la musique avec un système adapté à ses capacités motrices. L'analyse du rapport Geste/Son (partie 3.2 du chapitre 2) est utile pour modéliser cette interaction. Le sujet a une intention musicale. Il exerce des actions sur un objet à partir de ses propres possibilités gestuelles. Ces entrées gestuelles (voir Eg sur la Figure 36) font l'objet d'un premier feedback (voir F1 sur la Figure 36). Le sujet peut percevoir des retours d'information tactiles, kinesthésiques ou visuels liés aux catégories de ses gestes possibles. La forme ou les modalités d'interactions de l'objet sont conçus au regard des capacités motrices du sujet, donnant ainsi naissance au système personnalisable. Il permettra la bonne gestion de la chaîne de communication au niveau du geste musical entre le sujet et le résultat sonore (voir F2 sur la Figure 36).

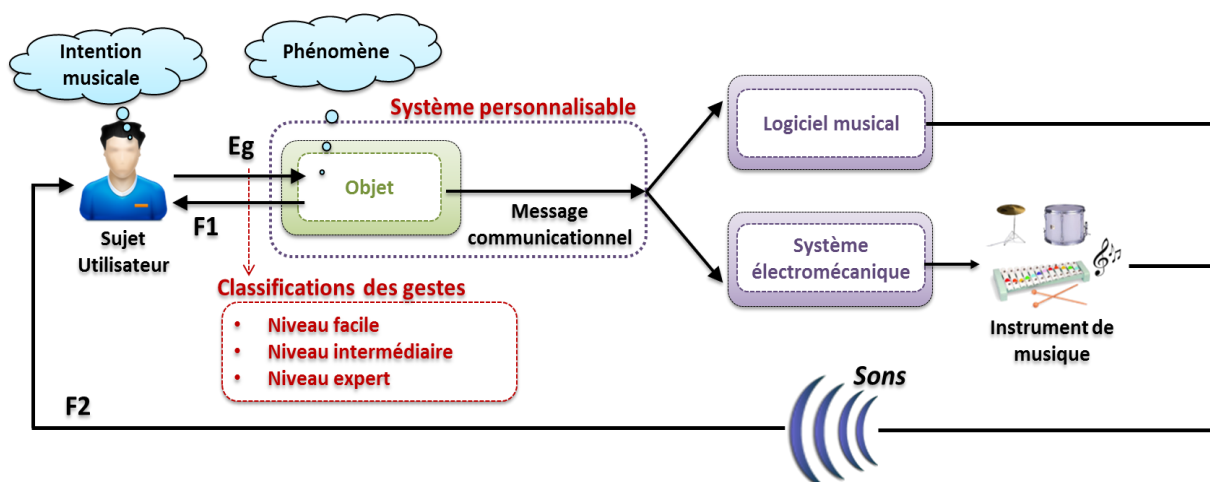


Figure 36 La modélisation de l'interaction Sujet-Instrument de musique. Eg (Entrées gestuelles), F1 (Feedback primaire), F2 (Feedback secondaire)

L'interaction entre le sujet et le système personnalisable produit des phénomènes (vibration, position d'un membre du corps dans le cas du geste à nu etc.) qui peuvent être contrôlés par le sujet (amplitude, durée etc.). Ces phénomènes sont définis à partir de ses possibilités gestuelles et vont donc devenir des messages communicationnels pour contrôler un système générant le résultat sonore attendu. Pour la production de sons synthétisés, ces messages communicationnels contrôlent des logiciels musicaux. Pour l'utilisation d'instruments acoustiques, ces messages contrôlent des systèmes électromécaniques placés autour de l'instrument de musique.

3.1.2. Classification des possibilités gestuelles

Pour interpréter et adapter le rapport geste/son avec le contexte du handicap, nous proposons de repositionner les fonctions et les typologies du geste instrumental (voir 2.2 du chapitre 2) avec les possibilités gestuelles d'un sujet en situation de handicap.

Selon leurs capacités motrices, il se peut que certaines personnes ne possèdent pas les aptitudes nécessaires pour réaliser certaines fonctions et typologies d'un geste instrumental. Certaines seraient plus à l'aise en appliquant des forces à un objet (fonction ergotique, geste de production, geste d'excitation et geste de modulation) et d'autres en exerçant des gestes à nu, contrôlés ou non, dans leur environnement (fonction sémiotique, gestes accompagnateurs, gestes de communication, geste de sélection). Dans notre contexte, nous postulons que les gestes qui n'ont pas de rapport direct avec l'instrument de musique peuvent devenir des gestes de production car « *c'est ce que la personne sait faire* ». D'autres gestes comme les gestes facilitant la production du son positionnent le corps du sujet d'une manière favorable par rapport à son instrument de musique. Cette fonction est importante pendant un jeu musical. Il convient donc de définir les postures confortables du sujet pour jouer de la musique et pour se reposer après une activité. D'après ces constats, la nécessité d'identifier les possibilités gestuelles des utilisateurs est très importante. Nous proposons de définir trois niveaux de difficultés, fondés sur les typologies du geste instrumental, pour la classification des possibilités gestuelles d'un sujet :

- Niveau facile : c'est le niveau le plus faible en termes de difficulté. Il intègre seulement le geste de sélection. Le sujet se concentre sur « *un choix* » entre divers éléments lors du jeu musical. Par exemple, si une interface graphique est proposée, le sujet choisit d'activer un bouton à la fois pour générer un son. Il n'a pas la possibilité de changer les propriétés ou l'amplitude de l'onde sonore.
- Niveau intermédiaire : c'est le niveau moyen en termes de difficulté. Il intègre le geste de sélection couplé à un geste d'excitation pour faire varier l'énergie que l'on retrouve dans l'onde sonore, ou à un geste de modulation pour modifier les propriétés du son. Deux activités sont demandées au sujet pour réaliser sa tâche. Par exemple, le sujet choisit de taper sur un objet avec un doigt pour générer un son. Il peut changer l'amplitude sonore en faisant varier la force de frappe sur l'objet.
- Niveau expert : c'est le niveau le plus élevé en termes de difficultés. Il intègre les trois typologies du geste instrumental pour réaliser les gestes experts du musicien sur son instrument. Trois activités sont demandées au sujet pour réaliser sa tâche. Par exemple, le sujet possède trois interfaces distinctes pour activer un système électromécanique disposé sur un tambour : la première actionne le système de frappe sur l'instrument, la deuxième régule la vitesse de frappe et la troisième permet d'obtenir un son étouffé.

La modélisation de l'interaction Sujet en situation de handicap/Instrument de musique a permis de positionner le système personnalisable du sujet au sein du processus musical. Un challenge s'établit ainsi sur les possibilités gestuelles d'un sujet et le résultat sonore attendu. Il est nécessaire de garder à l'esprit que la richesse du résultat sonore est en lien étroit avec le niveau de difficulté des tâches à réaliser par le sujet. Lors de la composition d'une œuvre et d'un jeu musical, un compromis persistera entre les capacités motrices d'un sujet et les éventualités sonores. Nous postulons que l'utilisation d'une architecture produit modulaire personnalisable au contexte de la musique et du handicap est fort utile pour contourner ces contraintes.

3.2. Une architecture produit modulaire personnalisable

Dans notre optique, la conception des systèmes adaptés pour la pratique musicale commence par la prise de connaissance des constituants modulaires présents dans l'environnement instrumental. Ceux-ci peuvent fournir un point de départ pour la proposition d'une architecture de produit modulaire. Les éléments flexibles d'un instrument de musique augmenté ont permis leur définition (partie 3.3.2 du chapitre 2). Pour une meilleure compréhension au regard des concepteurs, nous avons choisi de les renommer en utilisant des terminologies issues des systèmes automatisés (voir Figure 37) :

- Le système de détection remplace l'espace de contrôle. Il définit le système personnalisable aux capacités motrices de l'utilisateur. Il transforme des informations issues du monde physique en informations numériques.
- Le système de commande remplace l'espace mapping. Il définit le système personnalisable aux techniques de jeu musical. Les informations sont entièrement numériques grâce aux technologies informatiques.
- Le système opératif remplace l'espace sonore. Il définit le système personnalisable à l'instrument de musique. Il convertit les informations numériques en information physique destinées à l'environnement du système. Il permet de générer les ondes sonores à partir des logiciels de synthèses sonores ou des instruments de musique.

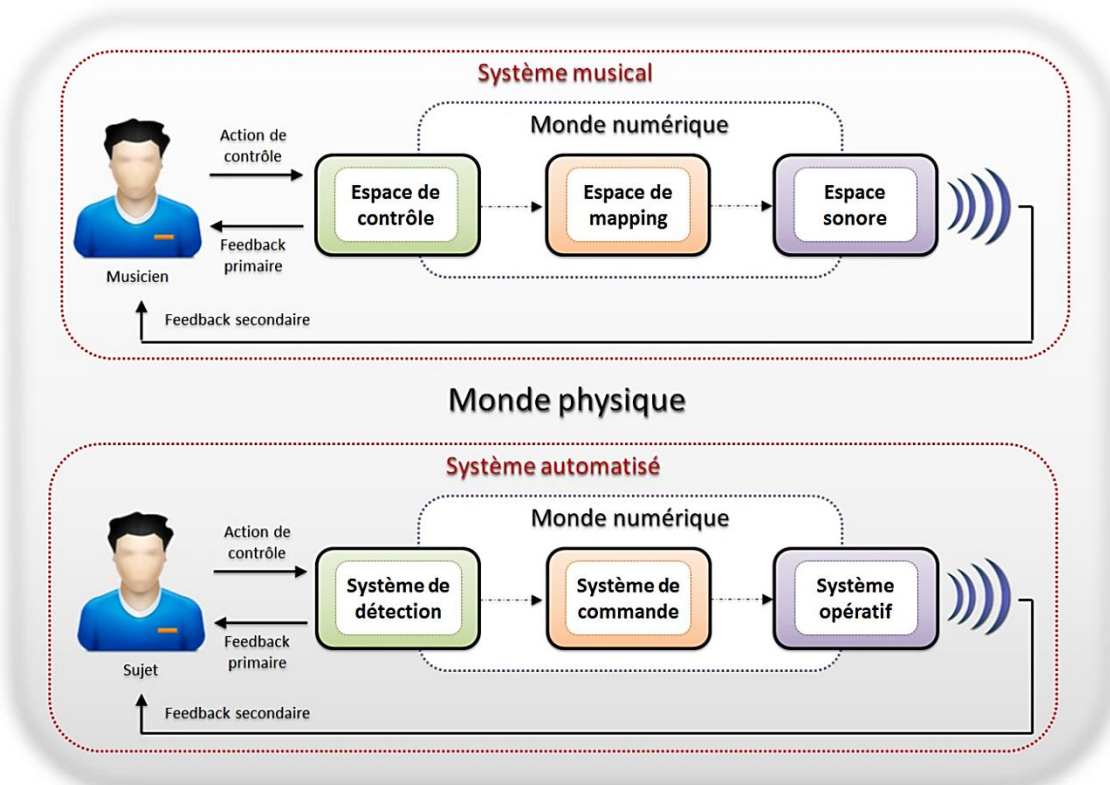


Figure 37 La correspondance entre un système musical et un système automatisé

3.2.1. Le système de détection

Le système de détection (Figure 38) permet de recueillir des informations. Il est capable de détecter un phénomène physique dans son environnement (déplacement, pression, chaleur, lumière...). La détection et la transformation d'un phénomène dans un environnement instrumental entraînent la création des nouveaux rapports entre les gestes et le son. Un canal de communication est mis en place par lequel les actions de contrôle d'un sujet créent la relation communicationnelle entre ses possibilités gestuelles et le résultat sonore. Ces phénomènes peuvent se mesurer par l'emploi de capteurs pour l'analyse de grandeurs physiques ou de capteurs de mouvement pour la localisation des membres du corps dans un espace scénique.

Une fois ces phénomènes mesurés, le système de détection génère en sortie des messages communicationnels qui deviennent des consignes envoyées au système de commande. Généralement, le système de détection et le système de commande sont de natures différentes. Pour que les informations circulent correctement entre ces deux parties, des interfaces sont présentes pour les relier. Elles sont des « *traducteurs de signaux* » générant des messages de contrôles. Ils sont présents pour mettre en forme les informations provenant du contrôleur gestuel en informations reconnues par le système de commande. Le concepteur a le choix parmi une grande variété de technologies pour déterminer la nature de la captation et les propriétés physiques des capteurs associés.

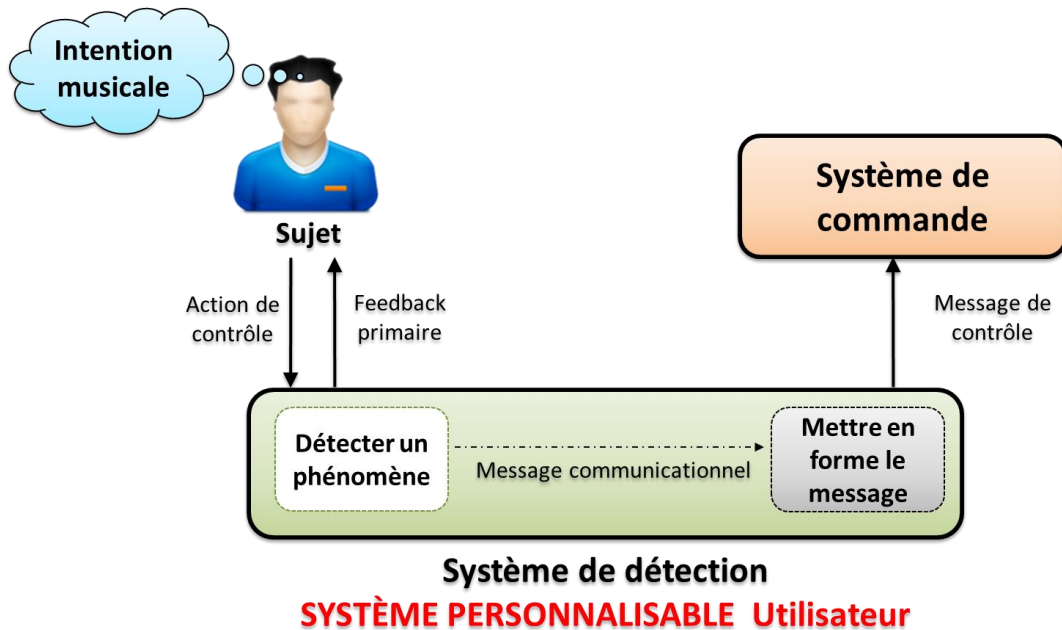


Figure 38 L'architecture du système de détection

3.2.2. Le système de commande

Le système de commande (Figure 39) joue le rôle du « *cerveau* ». Il adresse des messages de commande au système opératif. Dans un environnement instrumental, le système de commande est en charge de la constitution des rapports entre les gestes du sujet et le résultat sonore. Il comprend une dimension logicielle avec des fonctions d'interprétation et de génération de signaux. Un programme informatique gère les échanges d'informations et exécute des instructions en fonction des ordres transmis par le système de détection.

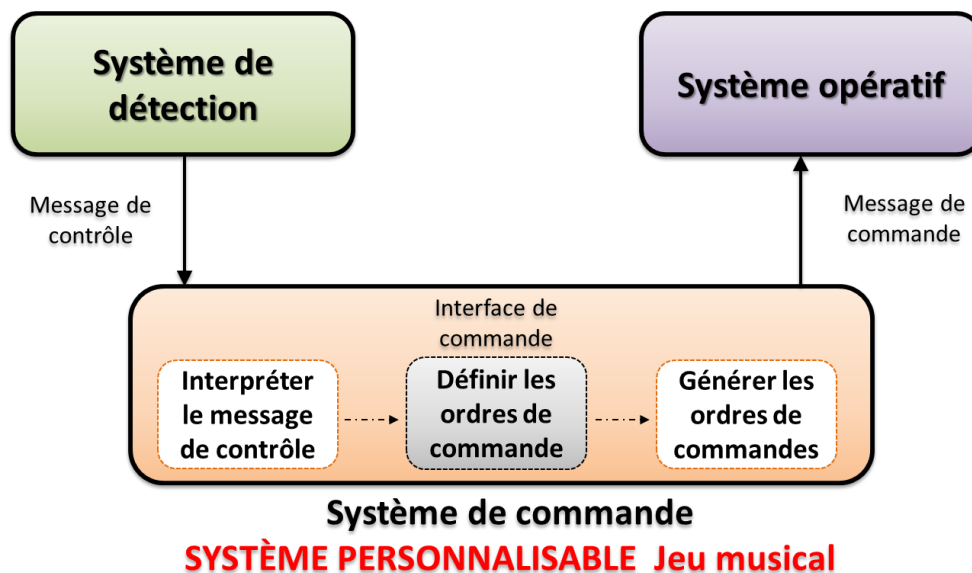


Figure 39 L'architecture du système de commande

Le système de commande permet la programmation des propriétés sonores en fonction des informations de contrôle de l'utilisateur. Il convient que le concepteur propose une interface de commande pour modifier les stratégies de commande selon les objectifs de conception et les

objectifs musicaux. Cette interface ajoute de l'adaptabilité au produit final. Par exemple, elle va permettre de modifier la sensibilité du système de détection ou même de définir les ordres de commandes en fonction du jeu musical défini (commande aléatoire de notes de musique, commande d'une séquence prédéfinie etc.).

3.2.3. Le système opératif

Dans un environnement instrumental, le système opératif (Figure 40) joue le rôle d'actionneur pour générer les ondes sonores. Ces actionneurs vont exécuter les messages de commande reçus. Ils vont agir sur le système sonore et sur son environnement. Ils sont responsables du feedback secondaire. A ce stade, deux options sont possibles : jouer des sons à partir de logiciels de synthèse sonore ou à partir des instruments de musique. Le choix se définit en fonction des besoins musicaux.

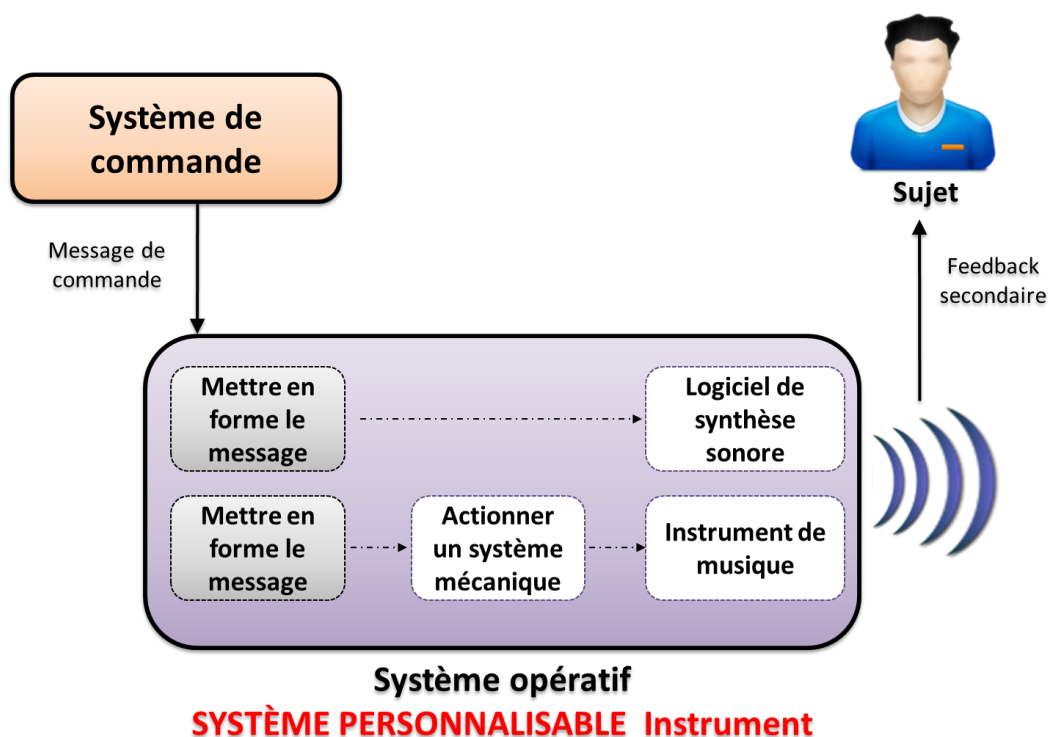


Figure 40 L'architecture du système opératif

Le système opératif est capable de produire des sons issus de logiciels de synthèse sonore ou de modules électroniques de synthèse de sons. Pour que les messages de contrôle circulent correctement, des interfaces sont présentes pour relier les systèmes de commande et ces synthétiseurs de sons. A ce stade, il est important de définir le protocole de communication entre ces deux parties. Généralement, les protocoles standards sont le MIDI (Musical Instrument Digital Interface), l'OSC (Open Sound Control), TCP/IP ou même des protocoles plus classiques comme l'USB, simulation d'évènement souris/claviers.

Le système opératif est aussi capable de produire des sons à partir des instruments de musique. Généralement, les technologies issues de la robotique musicale permettent de réaliser cette action. Pour que les messages de contrôle circulent correctement, des interfaces sont présentes pour

relier les systèmes de commande et les modules électromécaniques. En effet, la commande d'un tel système demande de fournir une énergie électrique suffisamment puissante pour contrôler des moteurs ou des électroaimants. Ces interfaces généralement électroniques sont des amplificateurs de signaux. La production du son est effectuée à l'aide d'un système électromécanique disposé autour ou sur l'instrument de musique. Il est possible aussi d'utiliser temporairement les logiciels de synthèse sonore pour valider le système de détection, le temps de développer le système opératif pour jouer des sons acoustiques.

Il convient de vérifier que les systèmes à concevoir maintiennent bien la sonorité et les techniques de jeu d'un instrument de musique original. Il est important de ne pas dématérialiser l'instrument. Nous faisons le choix de ne pas concevoir de nouveaux instruments de musique mais des systèmes qui s'adaptent à des instruments de musique existants.

3.3. Synthèse

La deuxième partie de ce chapitre a permis de modéliser l'interaction Sujet-Instrument de musique dans ce travail de thèse. Des catégories de gestes en fonction de leur niveau de difficulté d'exécution sont proposées. Elles permettent de positionner les actions de contrôle possibles d'un sujet sur un geste instrumental. Une architecture produit modulaire a ensuite été proposée pour fournir un support à la conception de systèmes personnalisables facilitant la pratique musicale pour les utilisateurs en situation de handicap. Cette architecture produit doit remplir les conditions suivantes :

- la présence d'un système de détection, adapté aux capacités motrices de l'utilisateur pour détecter ses actions de contrôle,
- la présence d'un système de commande pour interpréter les possibilités gestuelles du sujet et générer des ordres de commande,
- la présence d'un système opératif pour produire le résultat sonore à partir des ordres de commande.

4. Application de l'architecture produit modulaire pour les systèmes d'AE2M

La quatrième partie de ce chapitre est consacrée à l'application de notre architecture produit modulaire pour la conception et l'amélioration des systèmes conçus par l'association AE2M. Ces projets de conception ont impliqué l'association AE2M, des étudiants ingénieurs de Grenoble INP, des chercheurs du laboratoire G-SCOP, le conservatoire de musique, des Instituts et services d'accueils spécialisés pour les personnes en situation de handicap. Dans ce qui suit, deux projets de conception sont présentés : MEM2 et MiniMEMs. Les paramétrages et les options de personnalisation de ces systèmes ainsi que leurs évaluations sur le résultat sonore sont présentées en Annexe 1 et 2, page 168 et 172.

4.1. MEM2 : une évolution du système MEM pour jouer des instruments de percussions

Le produit développé est une évolution du système MEM (voir partie 2.1.3 du chapitre 1). Il facilite la pratique musicale sur des instruments de percussion aux utilisateurs qui ne peuvent pas saisir une mailloche et frapper sur un tambour ou cymbale. La MEM présente des inconvénients majeurs. Par exemple, l'appui de la main de l'utilisateur sur un contacteur alimente un électroaimant et déclenche l'abaissement de la mailloche sur l'instrument de musique. Le retrait de la main entraîne la relaxation de l'électroaimant. Un appui long provoque une suralimentation de l'électroaimant et engendre une dégradation du matériel électromécanique. Il est donc nécessaire d'intégrer une « *sécurité* » sur le nouveau système. Même si un appui involontairement long sur le contacteur est détecté, la mailloche percute le tambour et retourne instantanément à sa position initiale, à la manière d'une frappe naturelle de musicien. Le jeu musical par l'utilisation de la MEM est limité. Les musiciens intervenants souhaiteraient proposer un panel de cellules rythmiques en fonction de leur besoins musicaux lors des séances musicales. Il conviendra également d'optimiser le son produit par la MEM2 en limitant les bruits parasites provoqués par le choc de l'électroaimant rencontré sur la version précédente. Des modifications mineures des fonctions de la MEM lors des itérations de conception antérieures engendraient sa re-conception complète. La conception du système était longue et il était difficile de répondre à de nouveaux besoins lors d'une mise à jour du produit. Ainsi, notre proposition d'architecture produit modulaire sera utilisée pour la conception de la MEM2 [COTON ET AL., 2014] comme l'évolution de la MEM.

Au niveau de ses principales fonctionnalités, le système MEM2 (Figure 41) est actionné par des contacteurs souvent utilisés par les personnes en situation de handicap. Les musiciens ont la possibilité de changer, avec une interface de commande, les modes de jeu en fonction des attentes musicales et des performances des utilisateurs. Au niveau de l'architecture produit du système MEM2, un boîtier a été conçu pour intégrer à la fois le système de commande et le système opératif (Figure 42).



Figure 41 Le système MEM2 : utilisation lors des évaluations (a), utilisation lors d'échanges musicaux (b)

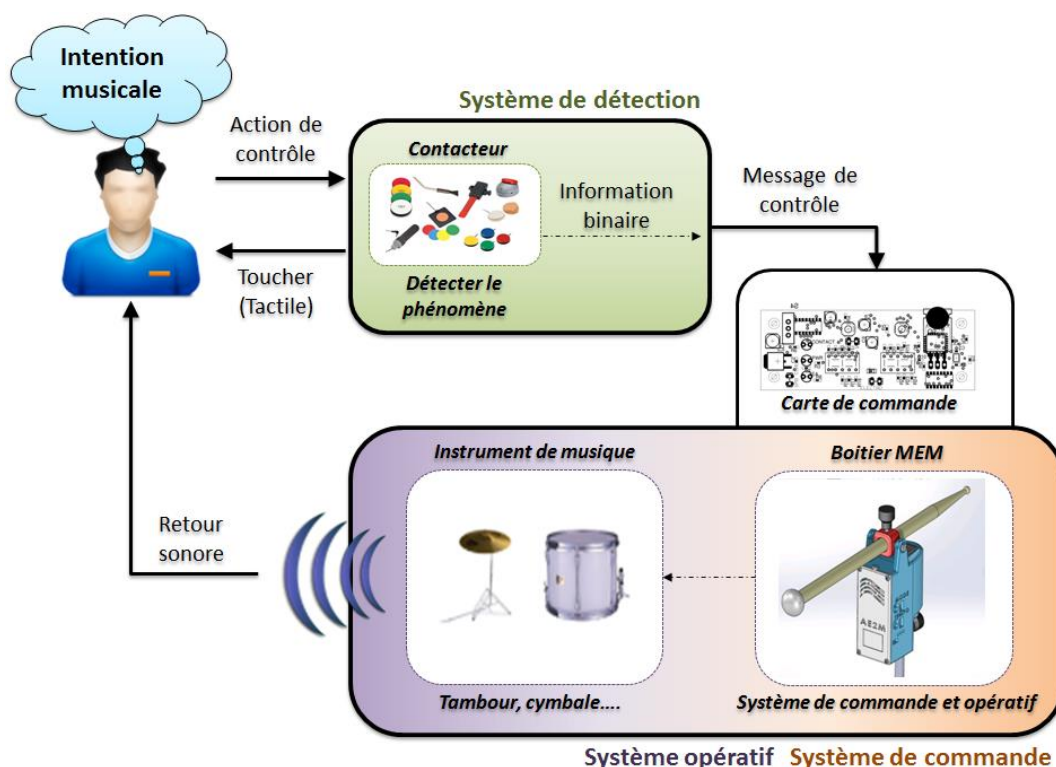


Figure 42 L'architecture produit du système MEM2

4.1.1. Le système de détection

Le système de détection intègre des éléments souvent manipulés par une personne en situation de handicap n'ayant pas de mouvements coordonnés et précis : les contacteurs. Ils permettent l'activation d'objets du quotidien pour gagner en indépendance. Un contacteur est comparable à un interrupteur qui est déclenché par différentes actions en fonction des capacités motrices de la personne. Dans le commerce, il existe des contacteurs mécaniques, au souffle ou encore de proximité (Figure 43). Chaque contacteur est muni d'une prise Jack 3,5 mm mâle. Pour chaque utilisation, il est important de stabiliser les contacteurs pour faciliter le geste de l'utilisateur. Pour cela, il existe des pastilles velcro ou encore des bras articulés pour modifier leur inclinaison et leur hauteur.



Figure 43 Exemple de contacteurs du commerce

4.1.2. Le système de commande

Le système de commande est constitué d'une carte de commande pour interpréter les messages de contrôle du système de détection. Cette carte électronique a été conçue pour ce produit (Figure 44). Elle intègre un microcontrôleur et un étage d'amplification de signal pour générer les ordres de commande à partir des informations de contrôle de l'utilisateur. Elle permet d'actionner la partie mécanique du système opératif.

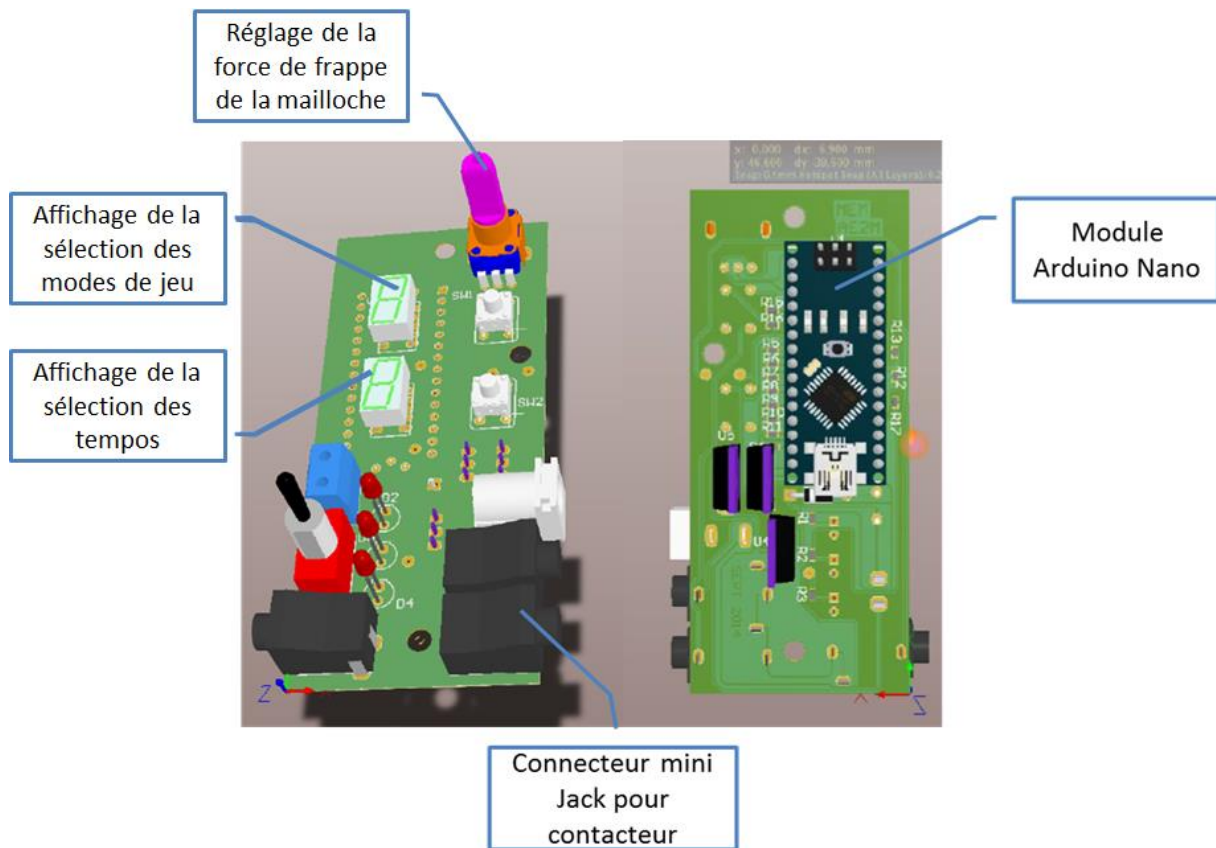


Figure 44 Prototype de la carte électronique

Les ordres de commandes ont été définis à partir des exigences musicales des musiciens intervenants. Une interface de commande munie de boutons et d'afficheurs est associée à la carte de commande pour changer à la demande les actions du système opératif. Elle permet de sélectionner le mode de jeu et le tempo. 10 modes de jeu et 10 tempos différents ont été définis et validés avec les musiciens de l'association AE2M (Tableau 11). Les modes de jeu 3, 4, 5, 6, 7, 8 et 9 sont des cellules rythmiques et sont associés au tempo disponible (nombre de pulsations par minutes).

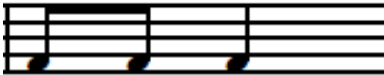





Mode de jeu	Nom	Définition
0	Mode normal	L'utilisateur appuie sur le contacteur pour déclencher un coup sur le tambour. La mailloche ne se relevant que lors du relâchement du contacteur. Rester plus de six secondes en appui sur le contacteur peut détériorer l'électroaimant. Une protection a donc été mise en place pour relever automatiquement la mailloche au bout de 5 secondes.
1	Mode rebond	La mailloche percute le tambour et retourne instantanément à sa position initiale à la manière d'une frappe naturelle de musicien, même si il y a un appui involontairement long sur le contacteur,
2	Mode inversé	L'utilisateur appuie d'abord sur le contacteur et la mailloche frappe le tambour quand il enlève la main.
3	Mode rafale	L'utilisateur appuie sur le contacteur déclenche une rafale de coups, à la manière d'un "roulé" de caisse claire. La vitesse des coups pourra être réglée à l'aide du bouton tempo.
4	2 croches-noires	
5	Saute – noire	
6	Triolet – noire	
7	Syncopette – noire	
8	Croche – 2 doubles – noire	
9	4 doubles – noire	
Tempo	Les tempos de 0 à 9 représentent respectivement 60, 90, 105, 120, 135, 150, 165, 180 et 200 pulsations par seconde	

Tableau 11 Tableau récapitulatifs des modes de jeu et des tempos

4.1.3. Le système opératif

Le système opératif est constitué d'un porte mailloche, articulé en liaison pivot sur le boîtier. La rotation du porte mailloche est obtenue par la translation d'un électroaimant. Lorsque l'électroaimant est activé, l'axe de l'électroaimant est soulevé et entraîne la rotation de la mailloche. Lorsqu'il est désactivé, un ressort permet le retour en position initiale de l'axe de l'électroaimant. L'ensemble des composants du système de commande et du système opératif est contenu dans un même boîtier. Il a été réalisé avec des machines de prototypage rapide.

4.2. MiniMEMs : un système électromécanique pour jouer du métallophone

Le produit développé est un système électromécanique qui doit permettre à un utilisateur en situation de handicap de jouer du métallophone avec un minimum d'efforts physiques [VEYTIZOU ET AL., 2013]. Il est composé de 13 modules MiniMEM (mini mailloche électromécanique) intégrés dans un support de métallophone réglable en hauteur. Chaque MiniMEM peut translater longitudinalement. Ainsi, le système MiniMEMs s'adapte à plusieurs tailles de métallophone (Figure 45).

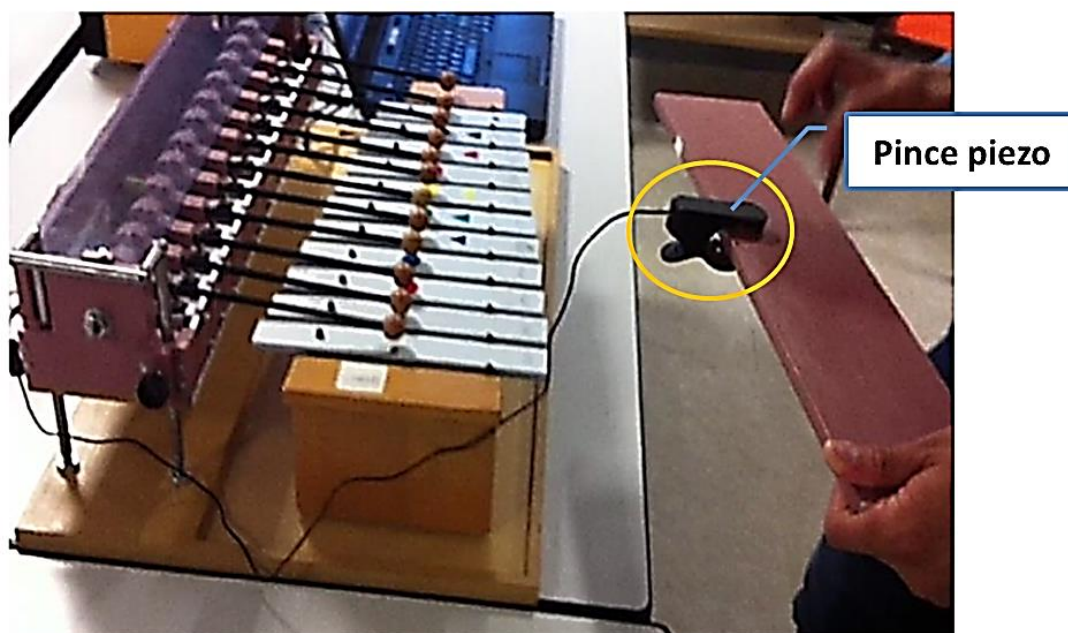


Figure 45 Le système MiniMEMs et la pince piézoélectrique

4.2.1. Le système de détection

Pour supprimer les contraintes d'intégration et les difficultés d'installation des contacteurs dans l'environnement de l'utilisateur, nous avons convenu d'utiliser des objets du quotidien pour actionner le système MiniMEMs (voir 2.4 du chapitre 2 sur les principes de conception 13a et 13b). Les actions de contrôle de l'utilisateur sont les frappes d'une partie de son corps (un doigt, une main...) sur un objet de son environnement. Cette frappe induit une modification mécanique de la structure de l'objet et crée un phénomène physique de vibration. Pour détecter ce phénomène, nous avons choisi d'utiliser un système de détection composé d'un capteur piézoélectrique peu cher (moins de deux euros), discret (petite taille) et ne nécessitant aucune alimentation. Ce capteur est intégré dans une pince qui peut être attachée à une table, à l'accoudoir d'un fauteuil roulant, ou tout autre objet, permettant à l'utilisateur de contrôler le système MiniMEMs (Figure 45 et Figure 46). Ce système de détection permet d'exploiter les propriétés de différents objets et de différents matériaux comme le bois, le métal, le plastique pour diversifier le jeu musical. De plus, ce système de détection est capable de détecter différents niveaux de frappe contrairement aux contacteurs du commerce qui ne délivrent qu'un signal binaire. Notre solution permet une installation rapide grâce au capteur à pince ainsi qu'une meilleure intégration du système dans l'environnement de l'utilisateur.

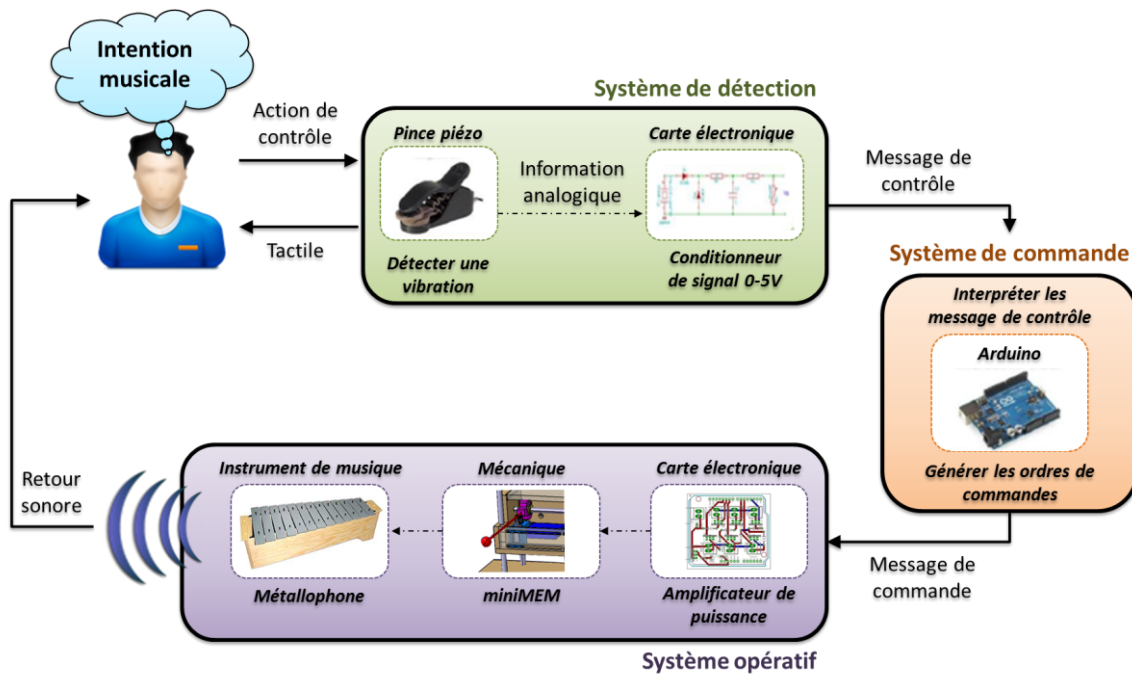


Figure 46 L'architecture produit du système MiniMEMs

4.2.2. Le système de commande

Le système de commande se compose d'une plateforme Arduino¹². Il a été choisi pour la création de systèmes électroniques plus ou moins complexes par des débutants, amateurs ou professionnels. Dans ce projet, il donne la possibilité de combiner les performances de la programmation à celle de l'électronique en simplifiant les schémas électroniques et en diminuant le coût de la réalisation. Le programme informatique permet d'interpréter les messages de contrôle fournis par le système de détection. Actuellement, le système de commande génère des ordres de commande pour frapper de manière aléatoire sur les lames du métallophone à partir de la détection d'une seule frappe de l'utilisateur sur un objet. Pour chaque note, il est possible de changer la vitesse de frappe de la mailloche et d'ajuster manuellement la sensibilité du capteur en fonction des capacités motrices de l'utilisateur à frapper sur un objet.

4.2.3. Le système opératif

En ce qui concerne la pièce de support (Figure 47), nous avons adopté la forme d'une boîte rectangulaire permettant d'intégrer les composants électroniques et mécaniques. Ce boîtier peut être ajusté en fonction de la taille du métallophone utilisé. De plus la fermeture de ce boîtier garantit la protection des utilisateurs contre le mouvement des pièces intérieures. Au niveau esthétique de l'objet, on adopte les couleurs vives permettant de rendre le produit final intéressant aux yeux des jeunes utilisateurs ciblés. L'ensemble de ce boîtier a été réalisé en utilisant des procédés de fabrication de prototypage rapide pour obtenir des modèles et des pièces fonctionnelles très rapidement à partir de plaque de bois. Le produit développé permet d'ajuster la position longitudinale d'une MiniMEM à la position des lames du métallophone.

¹² <http://www.arduino.cc/>

Chaque MiniMEM est constitué d'un support d'électroaimant, d'un ressort, d'une roue et d'une mailloche (Figure 48). Le mouvement de la mailloche est généré avec une force de tirage produite par la variation de hauteur de l'électroaimant. Un ressort permet le retour en position initiale.

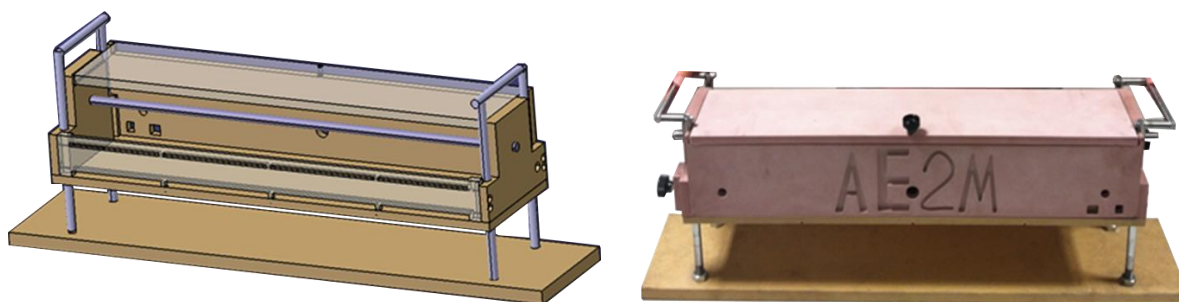


Figure 47 Le support de métallophone



Figure 48 Exemple d'une MiniMEM

4.3. Les avantages de notre architecture produit modulaire sur la conception des systèmes AE2M

L'apport de notre architecture produit modulaire a présenté des avantages considérables sur les phases d'itérations de conception des systèmes MEM2 et MiniMEMs. Elle a permis un développement et une amélioration continue du produit par un affinement progressif des solutions de conception. En effet, nous avons pu valider indépendamment chaque élément de notre architecture produit modulaire, ce qui a facilité les paramétrages, l'implémentation des options de personnalisation et les évaluations des systèmes. Lors d'une mise à jour du produit, il ne sera pas nécessaire de re-concevoir le produit entier.

Les exigences des utilisateurs sont très évolutives. En effet, les musiciens ne connaissent pas les techniques et les technologies pour la réalisation des systèmes adaptés. A chaque projet de conception, ils découvrent de nouvelles possibilités en permanence et sont de plus en plus demandeurs de nouveautés techniques et sonores. Ils sont de plus en plus exigeants. Notre architecture produit modulaire permet de répondre à ces exigences. Selon les besoins, les modifications porteront sur le système de commande (personnalisable aux techniques de jeu musical) mais aussi sur le système opératif (personnalisable à l'instrument de musique). Pour les utilisateurs en situation de handicap, il sera plus facile grâce à notre architecture produit modulaire de prendre en compte l'évolution de leurs maladies ou le changement de leurs

appareillages médicaux dans les projets de conception. Lors d'un dysfonctionnement des systèmes, notre architecture modulaire facilitera leur maintenance. En effet seuls les modules et les interfaces en panne seront à réparer ou à changer.

5. Conclusion

Ce chapitre a proposé un processus de conception adapté au contexte de la conception d'aides techniques. Le processus CARACTH est inspiré de la Conception Centrée Utilisateur à laquelle a été ajouté un modèle intégrant les éléments constitutifs de la situation de handicap autour d'un axe Individu Produit Participation, la caractérisation de spécificités motrices des utilisateurs et la définition d'une architecture produit modulaire. Différentes étapes ont été définies pour permettre l'enchaînement de cette caractérisation vers la conception de systèmes personnalisables.

Après une modélisation de l'interaction Sujet en situation de handicap/Instrument de musique nous avons proposé une architecture produit modulaire pour notre contexte de recherche. Elle a été appliquée à la conception de deux systèmes, MEM2 et MiniMEMs, pour l'association AE2M. Cette architecture produit modulaire a permis de simplifier les phases de propositions de solutions de conception et les phases d'itérations à l'intérieur du processus CARACTH.

4. CHAPITRE 4 CARACTERISER LES SPECIFICITES MOTRICES DES SUJETS

Le quatrième chapitre de ce manuscrit propose un ensemble d'expérimentations sur la caractérisation des spécificités motrices à partir d'un système technologique innovant basé sur la Kinect de Microsoft. Les résultats serviront de support pour l'étape 3 de notre processus CARACTH sur l'analyse des spécificités motrices.

La première partie de ce chapitre présente le système KinectLAB que nous avons développé pour caractériser les spécificités motrices des sujets. Les parties suivantes proposent un ensemble d'expérimentations dans le cadre d'usage de l'outil KinectLAB (utilisateurs en fauteuils roulants), mais aussi pour analyser sa pertinence technologique à caractériser des spécificités et des activités motrices avec des thérapeutes du CHU de Michallon de Grenoble.

1. KinectLAB : un système innovant pour l'évaluation des capacités motrices des sujets avec la Kinect

Notre objectif est d'assister les concepteurs dans leurs réflexions en proposant des outils d'aide à la caractérisation des capacités motrices des utilisateurs. Il convient que les outils que nous proposons prennent en compte les contraintes liées au cadre de ce travail de thèse : transportable, non-invasif, non-intrusif, permettant la collecte rapide de données (voir partie 3 du chapitre 1). De plus, il convient que les outils de mesures des capacités motrices s'adaptent au contexte et aux objectifs de la caractérisation.

Nous avons développé un système nommé KinectLAB. Ce système permet de capturer des informations numériques sur les actions d'un sujet à partir du capteur de mesure de la Kinect. Ses informations sont fournies sous la forme d'un humanoïde. Une interface de contrôle est proposée au concepteur pour gérer l'utilisation du système.

1.1. La programmation de la Kinect

La Kinect est un produit à grand succès chez Microsoft. Un succès qui s'est traduit par des millions de ventes dans le monde. Peu après la sortie du dispositif Kinect sur la Xbox 360 en Novembre 2010, une communauté mondiale de programmeurs a fourni des solutions pour accéder aux données de la Kinect sur une multitude de systèmes d'exploitation fonctionnant sur des ordinateurs. Au début, Microsoft s'est opposé à ces détournements. L'usage de la Kinect autre que pour jouer sur la console Xbox, n'était pas pris en charge. Devant le grand succès dans la communauté Open Source, Microsoft a changé sa politique et a publié son propre kit de développement logiciel pour Windows en juin 2011. Il a ensuite sorti une autre version du capteur Kinect appelé Kinect pour Windows en Janvier 2012. Cette version comprend des modifications matérielles mineures. Mais, la licence est gratuite et libre pour un usage non commercial. Deux SDK (Software Development Kit) existent : OpenNI (issu d'une communauté de logiciel libre) et SDK KinectForWindows (délivré par Microsoft).

Les deux SDK permettent de suivre un squelette numérique constitué de 20 points du corps humain (voir 4.3.2 du chapitre 2). Le facteur décisif pour le choix du kit de développement réside dans l'initialisation du suivi du squelette. Le système de suivi d'OpenNI identifie les points du squelette numérique après un étalonnage. Cet étalonnage consiste en une pose de l'utilisateur qui doit lever ses bras (Figure 49). Dans ce travail de thèse, il est possible que certains sujets ne possèdent pas les capacités de lever les bras pour réaliser cette posture. Nous avons donc privilégié le SDK KinectForWindows qui ne requière pas de pose d'étalonnage. Le SDK de Microsoft intègre un algorithme d'apprentissage pour prédire en temps réel les positions 3D des articulations du corps à partir d'une seule vidéo. Cette méthode permet une détection et un suivi instantané d'un squelette numérique lorsqu'une personne se présente dans le champ de vision de la caméra.

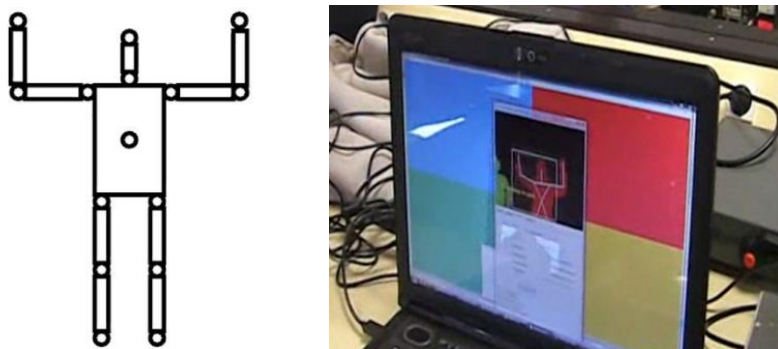


Figure 49 L'étalonnage du squelette numérique par le SDK d'OpenNI avec un aperçu de la posture (à gauche) et son utilisation sur le terrain (à droite)

Nous avons ainsi utilisé le SDK de Microsoft pour développer notre système d'analyse des capacités motrices des sujets : KinectLAB. La dernière version de ce système est proposé sous la solution de développement VisualStudio 2010 en C#. La bibliothèque ou la Dynamic Link Library (DLL) KinectForWindow version 1.8 a été utilisée pour formater les données de la Kinect.

1.2. Architecture du système KinectLAB

Le système KinectLAB est composé de fonctions de bases et des fonctions spécifiques (Figure 50). Il a été d'emblée conçu de manière modulaire pour intégrer les évolutions futures au niveau de ces fonctionnalités. Pour gérer l'adaptabilité du système KinectLAB, nous proposons d'intégrer des modules d'usages (correspondant aux fonctions spécifiques) pour faciliter son utilisation et son adaptation au contexte et aux objectifs dans lesquels la caractérisation des spécificités motrices sera effectuée.

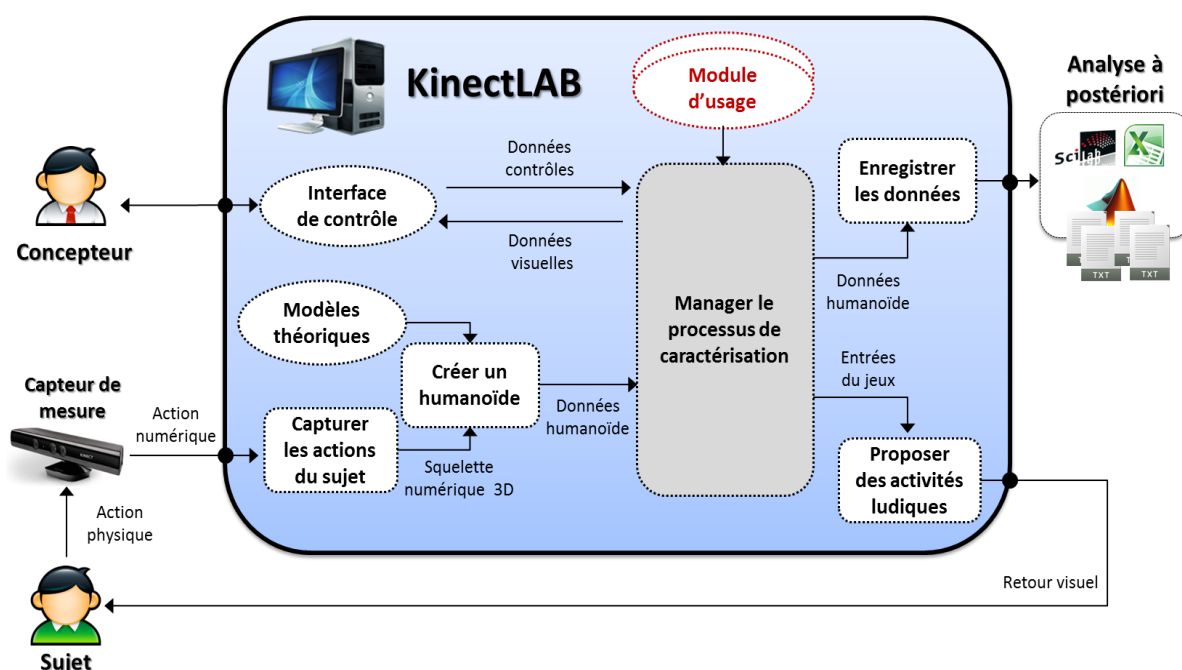


Figure 50 L'architecture du système KinectLAB

Les fonctions principales du système KinectLAB sont :

- Capturer les actions du sujet. Le capteur de mesure Kinect est utilisé pour numériser les actions physiques du sujet. Nous nous servons du squelette numérique fourni par Microsoft
- Créer un humanoïde. Nous avons choisi de coupler le squelette numérique de Microsoft à des modèles théoriques de dynamique de mouvement pour obtenir une représentation des actions physiques du sujet
- Manager le processus de caractérisation. Le concepteur utilise une interface de contrôle pour gérer l'ensemble des fonctionnalités d'usages du système KinectLAB. Il peut par exemple enregistrer les données de l'humanoïde pour effectuer des analyses a posteriori ou proposer des activités ludiques pour créer des environnements d'analyses des spécificités motrices agréables et motivants pour les sujets

1.2.1. Capturer les actions du sujet

Microsoft a intégré avec le capteur Kinect un algorithme permettant la reconnaissance des personnes et de leurs actions. Il peut reconnaître jusqu'à six personnes dans son champ de vision. Parmi celles-ci, jusqu'à deux sont détectées en détail, en fournissant pour chacune un squelette numérique en trois dimensions (voir partie 4.3.2 du chapitre 2). Lors de nos études de terrain pour les tests et les expérimentations, d'autres acteurs peuvent être présents autour du sujet. Pour faciliter les mesures, le système KinectLAB propose de suivre les actions de la personne positionnée le plus proche du capteur de mesure. Pour être reconnus, les utilisateurs ont simplement besoin d'être en face du capteur, en s'assurant qu'il peut percevoir la tête et le haut du corps. Aucune pose ni étalonnage des mesures ne sont nécessaires pour le suivi du sujet. Le système KinectLAB intègre deux modes de suivi : le mode assis ou mode par défaut. Le mode assis est conçu pour suivre les personnes dont le bas du corps n'est pas entièrement visible au capteur. Dans ce mode, on suit uniquement les dix articulations du haut du corps (épaules, coudes, poignets, mains, cou et tête); les articulations du bas du corps (colonne vertébrale, les hanches, les genoux, les chevilles et les pieds) étiquetées comme non suivies. Le mode par défaut, en revanche, est optimisé pour reconnaître et suivre les personnes qui sont debout et entièrement visibles par le capteur.

1.2.2. Créer un humanoïde

Un humanoïde est une image de l'homme. Nous intégrons dans notre système KinectLAB un humanoïde pour obtenir une représentation des actions physiques du sujet. Pour sa construction (voir Figure 51), nous proposons de coupler les données du squelette numérique de la Kinect avec des modèles théoriques de dynamique de mouvement.

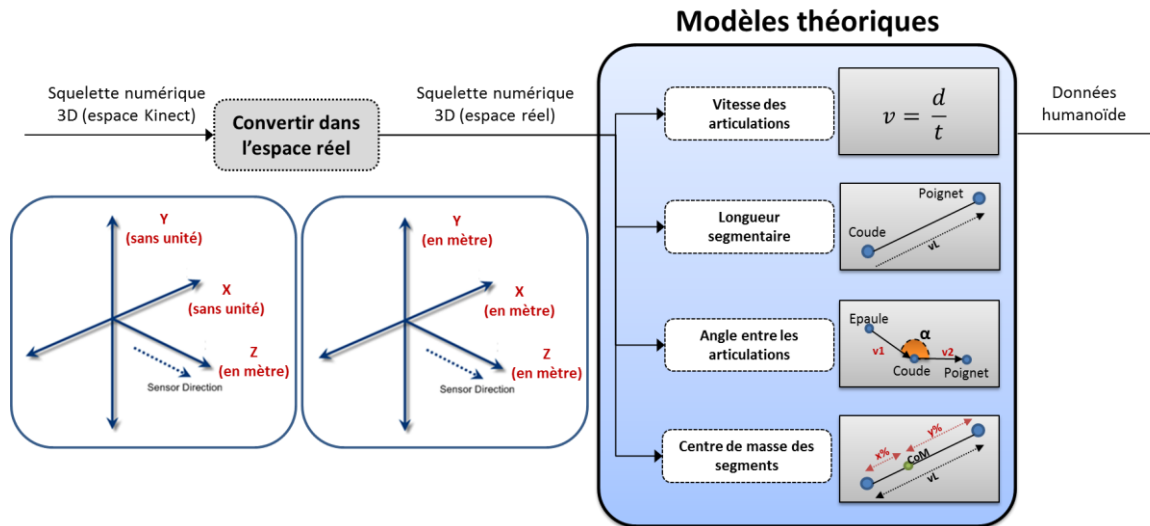


Figure 51 Méthode de construction de l'humanoïde du système KinectLAB

Dans un premier temps, nous transformons le système de coordonnées du squelette numérique de la Kinect. A partir du SDK KinectForWindows, nous obtenons une image de profondeur (Depth Map en anglais) qui fournit la distance en Z entre la Kinect et les objets présents dans son champ de vision. Dans un premier temps, une multitude de rayons infrarouges non visibles à l'œil est envoyée dans le champ de vision de la Kinect. Quand un rayon rencontre un obstacle, l'information de distance est alors traitée par les composants de la Kinect. Puis, cette distance est associée à chaque pixel de l'image de profondeur. Ainsi chaque pixel de l'image de profondeur est composé d'un vecteur en trois dimensions : position horizontale du pixel dans l'image en X, position verticale du pixel dans l'image en Y et l'information de distance en Z. Initialement, seule la coordonnée Z donne des valeurs en mètres. Les coordonnées X et Y n'ont pas d'unités. Il s'agit du numéro du pixel dans l'image. Nous proposons de transformer la valeur de ces données en position réelle pour obtenir un squelette numérique composé d'un système de coordonnées réelles X, Y et Z en mètres. La méthode de calcul pour ce changement de système de coordonnées est fournie sur la Figure 52.

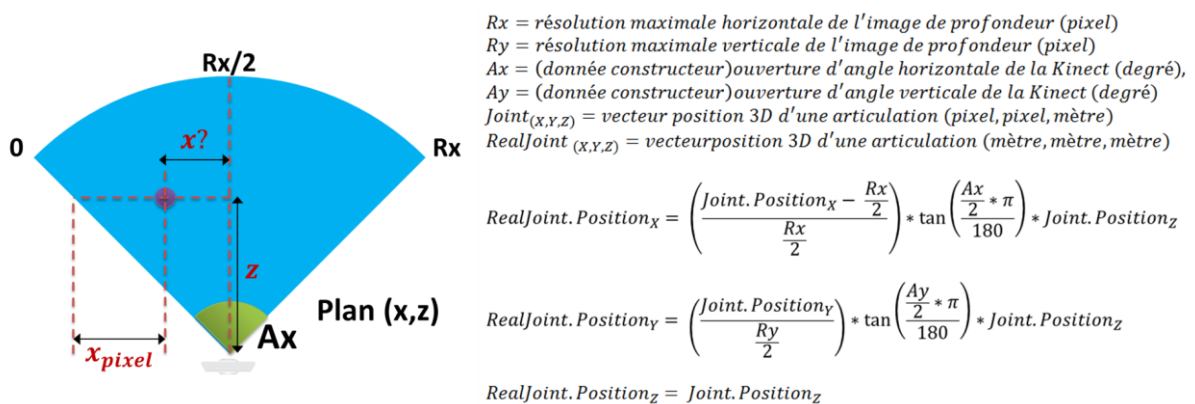


Figure 52 Méthode de calcul pour le changement de système de coordonnées réelles

Dans un deuxième temps, nous proposons de coupler les données du nouveau squelette numérique avec des modèles théoriques de dynamique de mouvement. Ces modèles (voir par

exemple la partie 4.2.2 du chapitre 2) se concentrent sur les paramètres humains de la personne qui pourront être utiles à la construction de notre humanoïde. Actuellement, notre humanoïde (Figure 51) comprend les positions des articulations du corps en 3 dimensions, la vitesse de mouvement des articulations, la longueur segmentaire des membres du corps, les angles entre les articulations et les centres de masses des segments. Les calculs sont détaillés en Annexe 3 page 174.

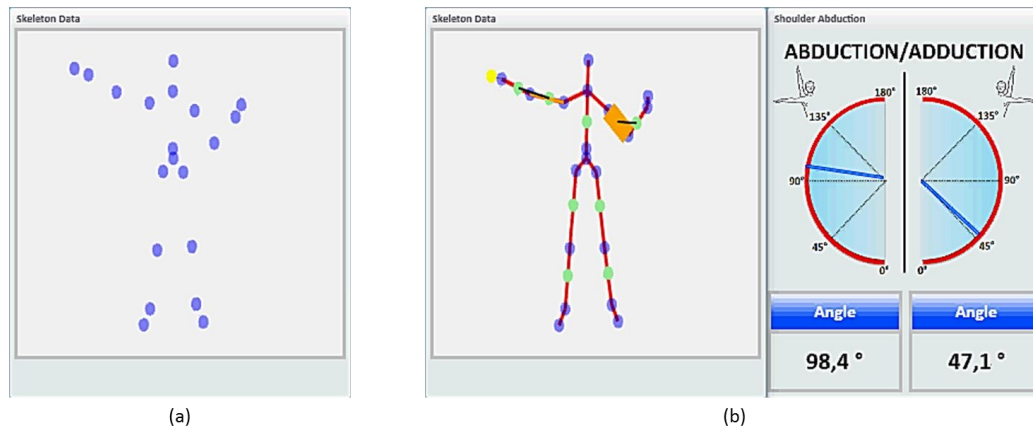


Figure 53 Différence entre le squelette numérique fourni par Microsoft et l'humanoïde du système KinectLAB (a) : Le squelette numérique de Microsoft, (b) : l'humanoïde du système KinectLAB avec la modélisation de l'abduction des épaules

1.2.3. Manager le processus de caractérisation

Le système KinectLAB fournit une interface de contrôle (Figure 54) au concepteur pour manager le processus de caractérisation.

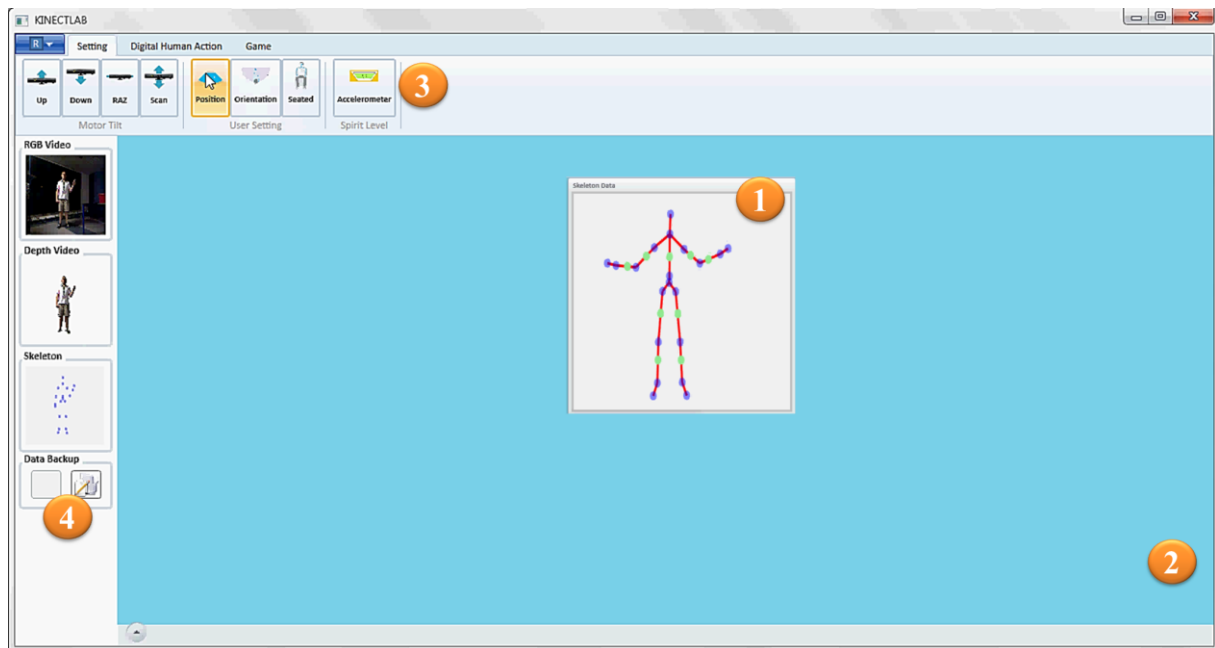


Figure 54 L'interface de contrôle du système KinectLAB

Cette fonction est le cœur de notre système KinectLAB pour gérer l'ensemble des fonctionnalités d'usages de l'application. Elle permet de visualiser les données des flux des images vidéo de

couleur et de profondeur de la Kinect très utile pour la supervision du système KinectLAB. Elle permet aussi de capturer les données de l'accéléromètre 3 axes intégré à la Kinect pour signaler une inclinaison inhabituelle du capteur, et de commander le moteur d'inclinaison de la Kinect pour augmenter considérablement l'espace d'interaction possible en face du capteur.

Deux API (Application Programming Interface) ont été utilisées pour la conception de notre système KinectLAB. La première est l'API FloatingWindow qui gère l'adaptabilité du système. Elle permet de générer et d'afficher les modules d'usages sous forme de fenêtres flottantes (voir 1 Figure 54) dans une zone modale (voir 2 Figure 54). Le concepteur peut ainsi configurer l'interface graphique en fonction de ses besoins. La deuxième est l'API RibbonControl qui fournit une barre de commandes ou un ruban afin d'organiser les fonctions du système KinectLAB en une série d'onglets en haut de la fenêtre de l'application (voir 3 Figure 54). Ce composant remplace la barre de menu et de barres d'outils traditionnelles. Il est à ce jour omniprésent sur les derniers logiciels du pack office. Dans le système KinectLAB, le ruban favorise la découverte et l'apprentissage des caractéristiques et des fonctions du logiciel. Il permet aux utilisateurs de mieux gérer leur expérience d'usage. Les informations relatives à l'humanoïde sont stockées en temps réel à une fréquence d'échantillonnage de 30 Hz dans une base de données (voir 4 Figure 54). Nous avons choisi de générer des fichiers textes pour leur compatibilité avec les logiciels de calcul sur ordinateur Excel, Matlab ou encore Scilab.

Divers modules d'usages comme la visualisation des données de l'humanoïde (voir 1 Figure 55), la position optimale du sujet devant la caméra (voir 2 Figure 55), le réglage de l'inclinaison du moteur (voir 3 Figure 55) ou encore la configuration d'une activité ludique (voir 4 Figure 55) ont été créés pour le système KinectLAB.

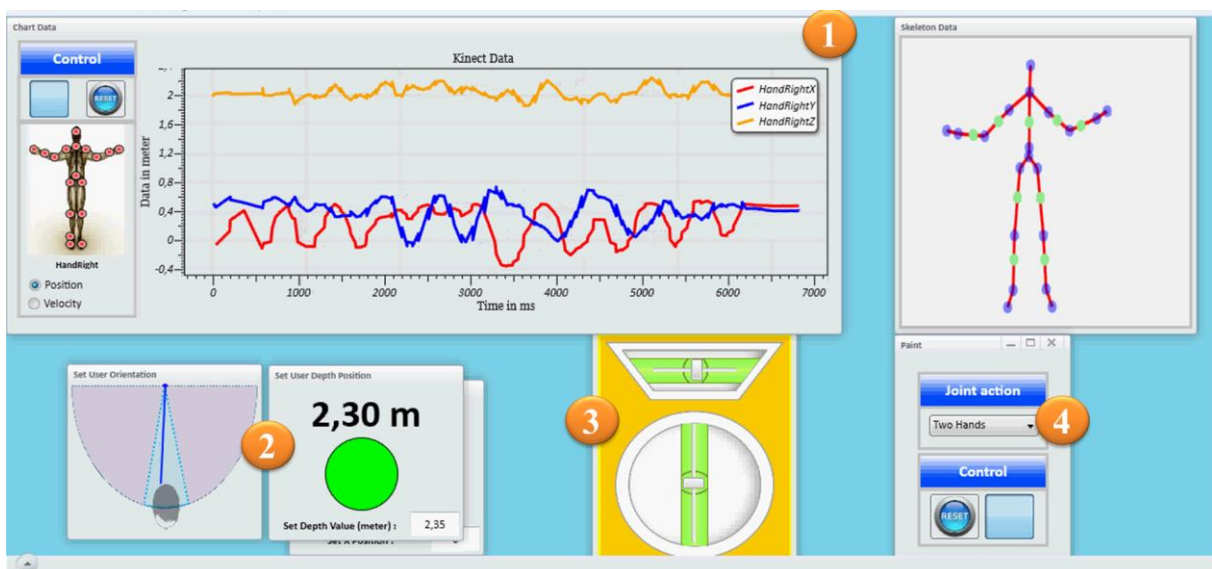


Figure 55 Exemples de modules d'usages du système KinectLAB

1.2.4. Proposer des activités ludiques

Pour capturer les actions physiques et pour créer des environnements d'analyses des spécificités motrices agréables et motivants pour les sujets, le concepteur peut proposer des activités ludiques. Une activité ludique correspond à une activité primaire (AP) dont les tâches sont logiquement pré-orientées par celles que l'utilisateur exécutera à travers l'objet de conception. Prenons par exemple le jeu suivant utilisé dans ce travail de thèse : la peinture virtuelle. Le sujet peint une interface virtuelle avec une partie de son corps. La position de départ, la tâche à atteindre, le matériel nécessaire et des recommandations ont été définis sous forme de fiche pratique (Figure 56).

Activité de peinture

Position de départ

Installer le sujet à 2,35 mètres face à la Kinect et régler le capteur à hauteur de son buste grâce au trépied. Le sujet se positionne en posture de repos. Demander au sujet avec quelle partie de son corps il se sentirait à l'aise pour réaliser la tâche.

Tâche à accomplir pour le sujet

Peindre une interface virtuelle avec une partie de son corps pendant une minute.

Tâche à accomplir pour l'intervenant

Toutes les informations orales, démonstrations par l'examineur (placé en face ou à côté du sujet) ou mouvement réalisé par l'intervenant sur le sujet sont autorisés pour expliquer au mieux le mouvement demandé.

Recommandations

Si le sujet est debout, sélectionner le mode de détection par défaut sur le logiciel KinectLAB sinon choisir le mode de détection assis (seules les positions des membres supérieurs sont enregistrées). L'intervenant vérifie si l'ensemble du squelette numérique est bien détecté par la Kinect



Matériel nécessaire

- Une Kinect
- Un trépied
- Un ordinateur
- Le logiciel KinectLAB
- Un écran projeté (pour une meilleure immersion du sujet)

Objectifs

- Mesurer les positions du corps du sujet lorsqu'il exécute une tâche
- Définir les zones sur-sollicitées par ses mouvements

Figure 56 Fiche pratique pour la réalisation de l'activité primaire de peinture

Pour réaliser cette AP, les gestes du sujet sont captés par le système KinectLAB. Le support de l'AP est une interface virtuelle bidimensionnelle. L'image de la caméra couleur de la Kinect est affichée sur cette interface pour que le sujet visualise ses mouvements. Un curseur est positionné sur une partie de son corps et se déplace en conséquence lorsque le corps bouge (Figure 57). Nous demandons au sujet de peindre à partir de ses propres mouvements sur l'image de la caméra couleur de la Kinect. A partir de cette tâche, le concepteur capture les mouvements du sujet et peut déterminer par exemple l'espace accessible par le sujet dans son environnement.



Figure 57 Démonstration du jeu de peinture virtuelle avec la main de l'utilisateur

1.3. Synthèse

La première partie de ce chapitre a montré notre stratégie pour accéder aux données de la Kinect. Il a de même présenté les fonctions principales et l'architecture du système KinectLAB que nous avons développé. Cette architecture est ainsi composée d'une application de base et d'applications spécifiques. Ces dernières sont des modules d'usages pour adapter le système de mesure des capacités motrices au contexte et aux objectifs de la caractérisation. Une évaluation de système est proposée dans la suite de ce chapitre.

2. Analyse expérimentale des performances de notre système KinectLAB pour un usage en fauteuils roulants

Afin de valider l'usage de notre système KinectLAB dans le cas d'usages en fauteuil roulant, nous avons mené une campagne expérimentale. Les expérimentations menées ont permis de déterminer si les paramètres des fauteuils, comme leur taille ou leur mode de propulsion, affectaient les données du squelette numérique identifié. Nous avons également déterminé le degré d'incertitude de mesure découlant de l'utilisation de la Kinect dans un tel contexte.

Pour ces expérimentations, deux facteurs ont été considérés. Le premier concerne les critères de détection de l'utilisateur par la Kinect avec différents types de fauteuils roulants. Le second facteur est l'étude de la répétabilité des données du squelette numérique avec différents types de fauteuils roulants.

2.1. Protocole expérimental

2.1.1. Les prérequis de l'expérience

Pour la réalisation de ces expérimentations, il était nécessaire de manipuler des fauteuils roulants. Les expériences ont été effectuées au C.E.R.A.H (Centre d'Etude et de Recherche en Appareillage pour Handicapés) à Metz. Etant particulièrement axé sur l'étude des dispositifs de mobilité, le centre possède une plateforme de fauteuils roulants mis à disposition pour ces expériences. 20 fauteuils roulants de différentes tailles, formes et modes de propulsion ont été sélectionnés dont 9 manuels (FRM) et 11 électriques (FRE). Deux d'entre eux ont été utilisés en fauteuil verticalisateur (Figure 58). Les fauteuils verticalisateurs permettent à l'utilisateur (généralement sanglé) de se mettre à la verticale. Les caractéristiques des 20 fauteuils roulants sont listées dans le Tableau 12.

Deux exigences ont été prises en compte pour le bon déroulement de l'expérience :

- Premièrement, pour analyser l'impact des paramètres des fauteuils roulant sur les données du squelette numérique délivrées par la Kinect, cette étude a été menée avec un seul usager.
- Deuxièmement, pour le bon déroulement des expériences, il convient de ne pas exposer la zone d'expérimentation aux rayons du soleil qui peuvent impacter les mesures du capteur infrarouge.

L'équipement pour cette expérience était composé d'un ordinateur, d'une Kinect, un pied ajustable en hauteur, du scotch, un mètre ruban et un vidéo projecteur. Les facteurs considérés ont été visualisés à distance sur un ordinateur et projetés sur un vidéoprojecteur pour faciliter la manipulation. L'acquisition des données liées à la position de l'utilisateur et le squelette numérique est effectuée en utilisant le système KinectLAB.



Figure 58 Photos des 20 fauteuils roulants sélectionnés

N	Référence du fauteuil	Mode de propulsion	l(m)	L(m)	H(m)	V(m³)
1	Action 3NG Dual HR Invacare	Manuelle	0,62	1,05	0,94	0,61
2	Argon Sunrise	Manuelle	0,63	0,90	0,81	0,46
3	E Motion Action 4 MatrX Ulrich Albert	Manuelle (avec dispositif électrique)	0,68	1,10	0,90	0,67
4	3,350 Meyra	Manuelle	0,67	0,95	0,91	0,58
5	Kuschall	Manuelle	0,59	0,83	0,73	0,36
6	Excel 66 High Active Van Os Medical	Manuelle	0,76	1,05	0,92	0,73
7	Star Confort Meyra	Manuelle (avec verticalisation)	0,66	1,02	0,92	0,62
8	Ichair mc1 Meyra	Electrique (commande à gauche)	0,60	1,05	1,05	0,66
9	Extreme X8 Magic Mobility Icare	4 roues motrices (commande à droite)	0,70	1,25	1,28	1,12
10	M400 Corpus 36 Permobil	Roue centrale (commande à droite)	0,63	1,20	1,27	0,96
11	A200 Otto Bock	Electrique (commande à gauche)	0,59	1,08	1,10	0,70
12	Nemo Vertical 1,595 Meyra	Electrique (commande à gauche)	0,65	1,30	1,30	1,10
13	Twist T4 Degonda	Roue centrale (commande à droite)	0,67	1,24	1,24	1,03
14	LSC Exterior LSCO Lifestand	Electrique (avec verticalisation)	0,66	1,15	1,15	0,87
15	C500S Corpus 36 Permobil	Electrique (commande à droite)	0,66	1,50	1,32	1,31
16	TopEnd Paul Schulte Elite	Manuelle (sport)	0,83	0,78	0,74	0,48
17	Tennis Elite Invacare	Manuelle (sport)	0,88	0,90	0,80	0,63
18	Moto Standard Hepro	Electrique (commande à droite)	0,57	0,95	1,05	0,57
19	X850 Permobil	4 roues motrices (commande à droite)	0,72	1,30	1,18	1,10
20	Go Chair Pride Mobility	Electrique (commande à droite)	0,48	0,83	0,90	0,36

Tableau 12 Les caractéristiques des fauteuils roulants sélectionnées (l : largeur, L : longueur, H : hauteur et V : volume)

2.1.2. La procédure expérimentale de l'utilisateur

Les recommandations suivantes de Microsoft pour une utilisation optimale de la Kinect ont été prises en compte dans l'expérience. La détection du squelette numérique est plus stable quand l'utilisateur est positionné face à la Kinect. La profondeur représente la distance entre la Kinect et l'utilisateur. Les limites physiques de profondeur représentent les capacités réelles du capteur et ce qu'il peut mesurer. Ces valeurs se situent entre 0,8 et 4 mètres. Les limites pratiques de profondeur sont la zone où l'interaction de l'utilisateur est optimale et où il possède une grande amplitude de mouvements. Ces valeurs se situent entre 1,2 et 3,5 mètres. D'après le Tableau 12, la donnée la plus grande parmi tous les fauteuils roulants est la longueur de 1,50 mètre pour le fauteuil numéro 15. Nous en avons déduit que la largeur de la zone expérimentale serait de deux fois cette longueur pour faciliter la manipulation des fauteuils roulants. Les essais ont donc été effectués dans une zone d'expérimentation de 3 mètres de largeur et de 5 mètres de profondeur. Cette zone a été délimitée en utilisant du scotch à partir des limites de profondeur définies par Microsoft. Une aire de positionnement a également été identifiée (localisée au milieu des limites pratiques). Pour chaque test, la Kinect de Microsoft était positionnée verticalement à hauteur de l'assise du fauteuil roulant. Cette configuration est nécessaire pour optimiser la détection de l'utilisateur dans le champ de vision de la Kinect. Ce protocole est schématisé sur la Figure 59.

Trois expériences différentes ont été effectuées 5 fois chacune pour chaque fauteuil roulant avec des instructions identiques et avec un seul usager. Elles sont décrites dans le Tableau 13. Les mesures débutent quand l'utilisateur est détecté par le capteur Kinect. Une fois détecté, une posture de l'utilisateur est sauvegardée : il s'arrête à 2,35m, face à la caméra, au milieu de son champ de vision, tend ses bras sur les côtés pour une abduction des épaules de 90 degrés. Après la sauvegarde de cette posture, l'utilisateur sort de la zone d'expérimentation. $3 \times 5 = 15$ essais ont donc été conduits avec les 20 fauteuils roulants différents. Au total, 300 essais ont donc été effectués pour notre expérience.

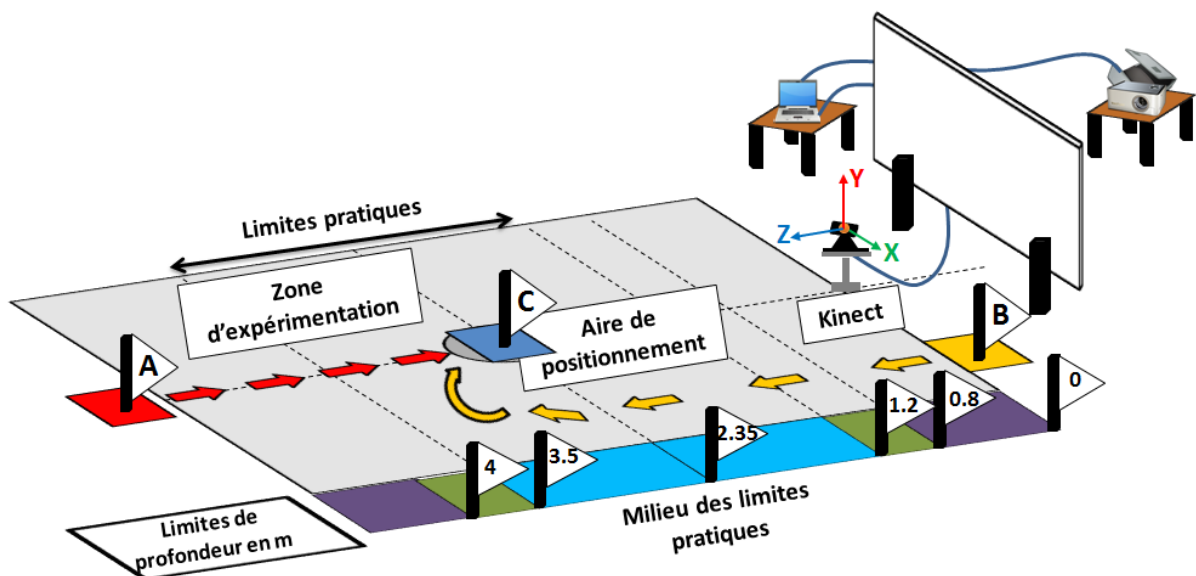


Figure 59 Représentation de la procédure expérimentale

	Expérience 1	Expérience 2	Expérience 3
Position de départ	Position A sur la Figure 58	Position B sur la Figure 58	Position C sur la Figure 58
Description du mouvement	L'utilisateur en fauteuil roulant entre dans l'aire d'expérimentation et arrive dans la zone de positionnement C située à 2,35m de la Kinect. Les déplacements sont en ligne droite.	L'utilisateur en fauteuil roulant entre dans l'aire d'expérimentation, tourne au milieu des limites pratiques et arrive dans la zone de positionnement C située à 2,35m de la Kinect.	L'utilisateur en fauteuil roulant est déjà dans la zone de positionnement C, soit à 2,35m de la Kinect

Tableau 13 Description des trois expériences

2.1.3. La collecte des données

Les données ont été obtenues à partir du système KinectLAB. Pour ces expérimentations, les données brutes ont été utilisées avec les 20 articulations du squelette numérique en 3 dimensions :

- X, position horizontale du point du squelette dans l'image défini entre -1 et 1 sans unité,
- Y, position verticale du point du squelette dans l'image défini entre -1 et 1 sans unité,
- Z, l'information de distance en mètres entre la Kinect et le point du squelette.

Lors de ses déplacements dans la zone d'expérimentation, l'utilisateur visualisait à distance et en temps réel les informations utiles pour assurer son bon placement devant le capteur Kinect et respectant la position de posture expliquée juste avant (Figure 60). Sur cette interface, différentes fenêtres ont été créées. Grâce à elles, l'utilisateur pouvait voir les flux vidéo de la Kinect (voir 1 sur la Figure 61) et le squelette numérique (voir 2 sur la Figure 61). Il pouvait contrôler son abduction des épaules à 90° (3 sur la Figure 61), sa position au milieu du champ de vision de la Kinect (4 sur la Figure 61), l'alignement de ses épaules (5 sur la Figure 61) et sa position à 2,35 mètres de la Kinect (6 sur la Figure 61).

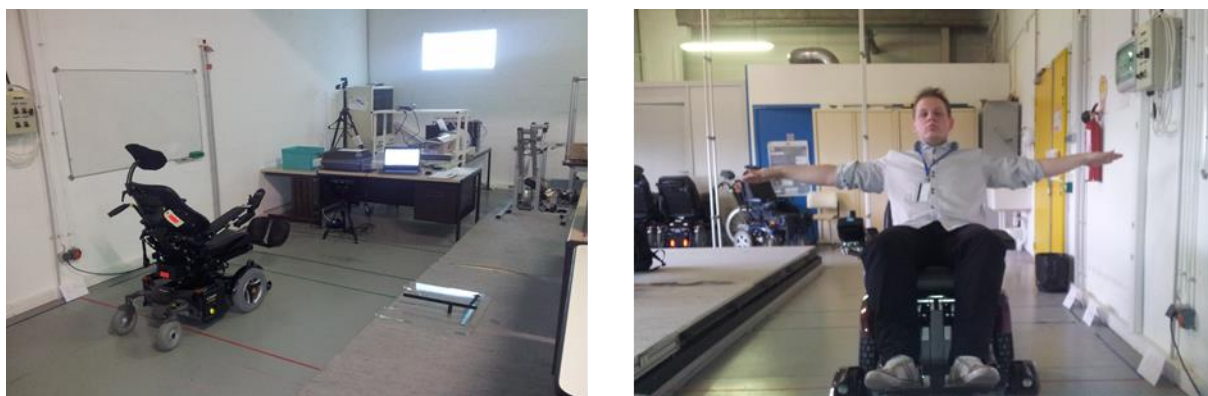


Figure 60 Photos des expérimentations. La zone d'expérimentation (à gauche), la position de posture (à droite)

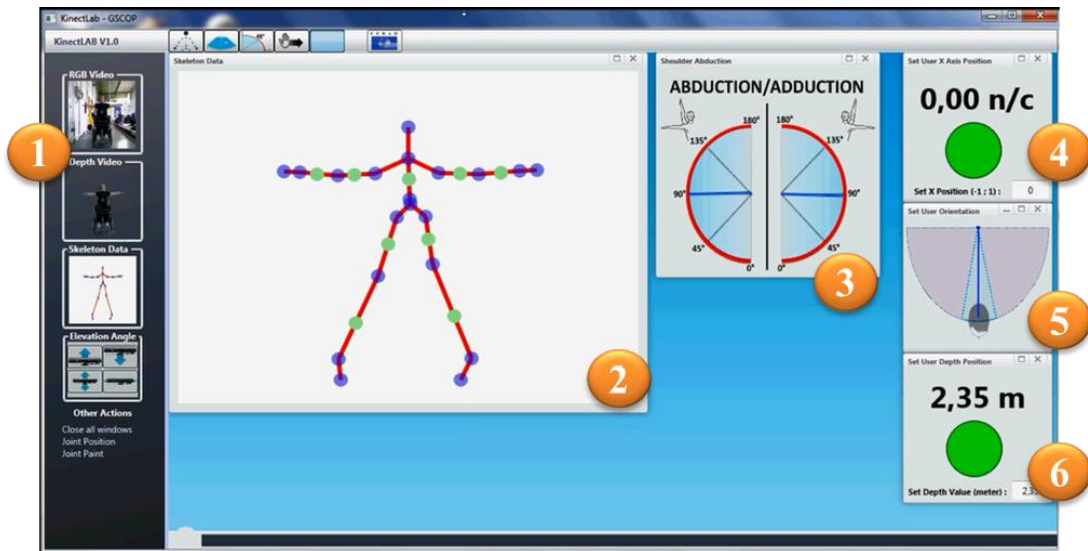


Figure 61 L'interface utilisateur dédiée pour les expérimentations

Les données ont été acquises à une fréquence d'échantillonnage de 30Hz. L'ensemble des déplacements des articulations du squelette numérique a été sauvegardé dans des fichiers textes pour des analyses a posteriori en utilisant le logiciel de calcul numérique Scilab.

2.1.4. L'analyse des données

Les principaux résultats de mesure pour cette étude sont les critères de détection de l'utilisateur en fauteuils roulants par le capteur Kinect et la répétabilité des données Kinect avec différents fauteuils roulants. L'analyse des données a consisté à évaluer les différentes premières positions de détection en fonction des modes de propulsion (FRM ou FRE). Les positions de la tête de l'utilisateur dans le plan ZX ont été utilisées pour cette étude. Puis, les analyses ont consisté en l'évaluation des données du squelette numérique de la Kinect en fonction de la taille des fauteuils roulants avec la position de posture définie précédemment. Réaliser la même position de posture pour chaque essai s'est avérée être une difficulté importante. De plus, la configuration du fauteuil roulant est différente pour chaque essai. Par exemple, la hauteur de l'assise change, le dossier du fauteuil est incliné différemment et certains tests sont effectués dans un fauteuil verticalisé. Dans ce cas, il est difficile d'obtenir la même position du squelette numérique en trois dimensions dans le champ de vision de la Kinect. La position des articulations du squelette ne peut être utilisée. Pour contourner ce problème, les longueurs segmentaires (les « os ») du squelette numérique ont été calculées. Donc, l'objectif a consisté à déterminer si une corrélation existait entre les longueurs segmentaires et la taille des fauteuils. Enfin, pour évaluer l'incertitude des mesures du squelette numérique, nous avons calculé l'écart type relatif entre ces longueurs de segments.

2.2. Résultats

Le temps requis pour ces différentes expériences a été estimé de 30 minutes à 1 heure pour chaque fauteuil. Le temps exact dépend de la complexité des tâches de conduite du fauteuil

roulant. En utilisant notre méthode, le système KinectLAB a détecté l'utilisateur pour l'ensemble des 300 essais.

2.2.1. Position de détection de l'utilisateur

Les mesures de la position de détection de l'utilisateur sont fournies dans le Tableau 14. La Figure 62 reprend ces résultats en séparant les FRM et les FRE. Les données montrent les positions de profondeur de l'utilisateur (axe Z) en fonction des positions horizontales de l'utilisateur (axe X) pour chaque fauteuil roulant et pour les trois expériences définies dans la partie 1.2.2 de ce manuscrit :

- La position de l'utilisateur pour la première expérience (signe + sur la Figure 62),
- La position de l'utilisateur pour la deuxième expérience (triangle sur la Figure 62),
- La position de l'utilisateur pour la troisième expérience (carré sur la Figure 62).

Numéro du test	Expérience 1		Expérience 2		Expérience 3	
	Moyenne des positions de profondeurs en mètre (Z)	Moyenne des positions horizontales (X)	Moyenne des positions de profondeurs en mètre (Z)	Moyenne des positions horizontales (X)	Moyenne des positions de profondeurs en mètre (Z)	Moyenne des positions horizontales (X)
1 (FRM)	4,01	0,17	1,98	0,88	2,32	-0,01
2 (FRM)	4,07	0,16	1,89	0,86	2,29	0,01
3 (FRM)	3,99	0,11	1,62	0,79	2,35	0,02
4 (FRM)	4,05	0,21	1,79	0,88	2,31	0,01
5 (FRM)	4,07	0,21	1,88	0,94	2,27	0,01
6 (FRM)	3,99	0,11	1,8	0,9	2,34	0,02
7 (FRM)	4,02	0,06	1,77	0,82	2,36	0,02
8 (FRE)	4,05	0,03	2,1	0,79	2,3	0,01
9 (FRE)	4,02	0,02	2,91	0,58	2,33	-0,01
10 (FRE)	4,06	0,17	2,59	0,88	2,34	0
11 (FRE)	4	0,13	2,72	0,85	2,32	0,02
12 (FRE)	3,99	0,1	3,43	0,06	2,3	0
13 (FRE)	4,06	0,15	2,91	0,29	2,33	0,03
14 (FRE)	3,98	0,02	3,03	-0,03	2,29	-0,03
15 (FRE)	3,99	0,1	3,4	0,34	2,32	0,01
16 (FRM)	4,04	0,02	2,31	0,75	2,29	-0,01
17 (FRM)	4,06	0,1	1,82	0,77	2,31	-0,01
18 (FRE)	4	0,13	1,72	0,8	2,37	0
19 (FRE)	3,93	0,09	2,89	0,32	2,31	0
20 (FRE)	4,05	0,11	1,82	0,87	2,32	-0,01
Moyenne FRM	4,03	0,13	1,87	0,84	2,32	0,01
Moyenne FRE	4,01	0,1	2,68	0,57	2,32	0

Tableau 14 Les résultats de la position de détection de l'utilisateur pour les trois expériences et pour chaque fauteuil

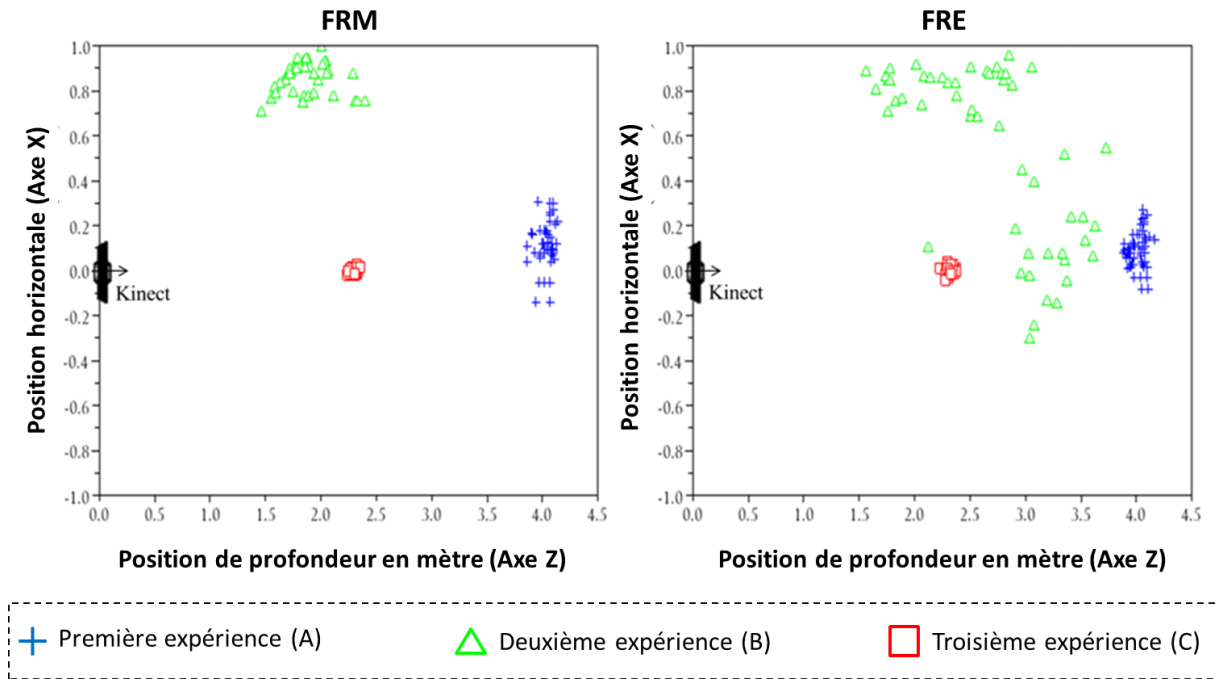


Figure 62 Les résultats de la position de l'utilisateur en fonction des FRM (à gauche) et des FRE (à droite)

Pour la première expérience et pour tous les fauteuils, l'utilisateur a été détecté au début des limites physiques de profondeur. La profondeur de la position de détection est comprise entre 3,86 mètres et 4,17 mètres avec une moyenne de 4,03 mètres pour les FRM et 4,01 mètres pour FRE. Les recommandations données par Microsoft sont donc adaptables au contexte d'utilisation de notre système KinectLAB avec un usager en fauteuil roulant.

Pour la seconde expérience, il s'est avéré qu'une différence significative existe entre la détection de l'utilisateur selon que le fauteuil roulant est manuel ou électrique. La Figure 63 montre la position de détection de profondeur en fonction des volumes de fauteuils roulants pour cette deuxième expérience. Le volume des FRM n'affecte pas la position de détection de profondeur de l'utilisateur, comprise entre 1,46 et 2,4 mètres. En effet, le coefficient de corrélation R^2 est égal à 0,0581. Par contre, le volume des FRE semblerait affecter la position de détection de profondeur de l'utilisateur, comprise entre 1,55 et 3,73 mètres. En effet, le coefficient de corrélation R^2 est égal à 0,6312.

La Figure 64 montre la position horizontale de détection en fonction des volumes de fauteuils roulants pour cette deuxième expérience. Pour les FRM, l'utilisateur a été détecté aux limites du champ de vision de la Kinect (données brutes sur l'axe horizontal comprise entre 0,65 et 0,99). La moyenne de ces mesures est de 0,84. Pour les FRE, l'utilisateur a été détecté certaines fois aux limites du champ de vision de la Kinect et d'autres fois au moment de tourner au milieu des limites pratiques de profondeur, voire face à la caméra. Pour des FRE de volume inférieur à $0,8\text{m}^3$, l'utilisateur a toujours été détecté aux limites du champ de vision de la Kinect (données brutes sur l'axe horizontal comprises entre 0,73 et 0,89). Pour des FRE de volume supérieur à $0,8\text{m}^3$, l'utilisateur a été détecté parfois aux limites du champ de vision de la Kinect ou quand il arrive face au capteur (données brutes sur l'axe horizontal comprises entre -0,31 et 0,95).

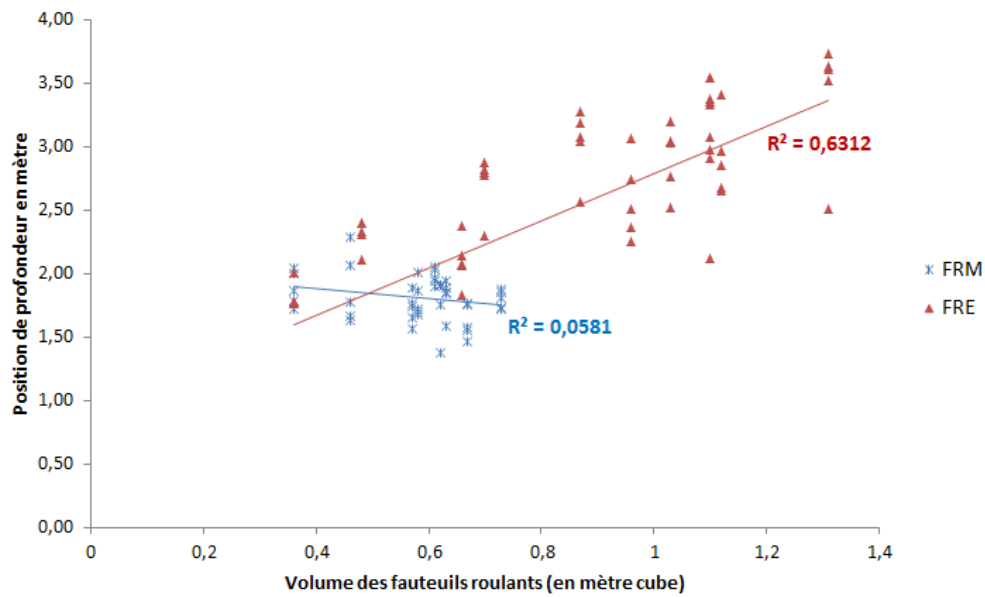


Figure 63 Position de détection de profondeur en fonction des volumes de fauteuils roulants pour la deuxième expérience

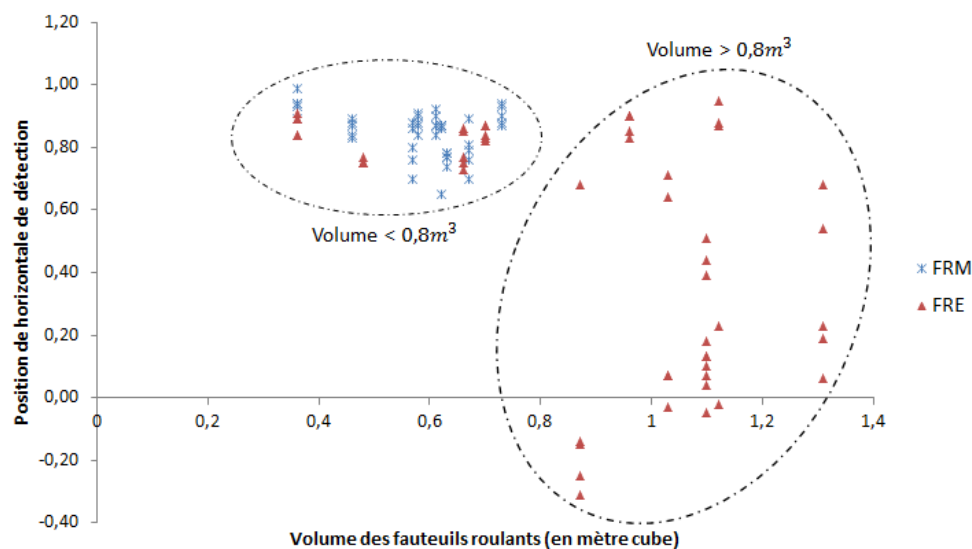


Figure 64 Position horizontale de détection en fonction des volumes de fauteuils roulants pour la deuxième expérience

Pour la troisième expérience, la profondeur de la position de détection est comprise entre 2,23 et 2,38 mètres avec une moyenne de 2,32 mètres pour les FRM et FRE. L'utilisateur a été détecté au milieu du champ de vision de la Kinect (données brutes sur l'axe horizontal comprises entre -0,04 et 0,04).

2.2.2. Recommandations pour la détection d'un usager en fauteuil roulant par notre système KinectLAB

A partir des résultats sur les positions de détections et plus particulièrement les résultats moyens du Tableau 14, nous avons défini des zones de détection optimales d'un usager par la Kinect à l'intérieur des limites pratiques pour les deux modes de propulsion (manuel et électrique). Ces zones sont des recommandations utiles pour une première utilisation du système KinectLAB

avec un fauteuil roulant. Les résultats sont représentés en mètres sur la Figure 65 avec : les zones détections pour les FRM et pour les FRE. En utilisant un FRM, l'utilisateur a besoin de se positionner au minimum à 1,87 mètre de la Kinect pour être détecté. En utilisant un fauteuil roulant électrique, il doit être positionné au minimum à 2,68 mètres de la Kinect.

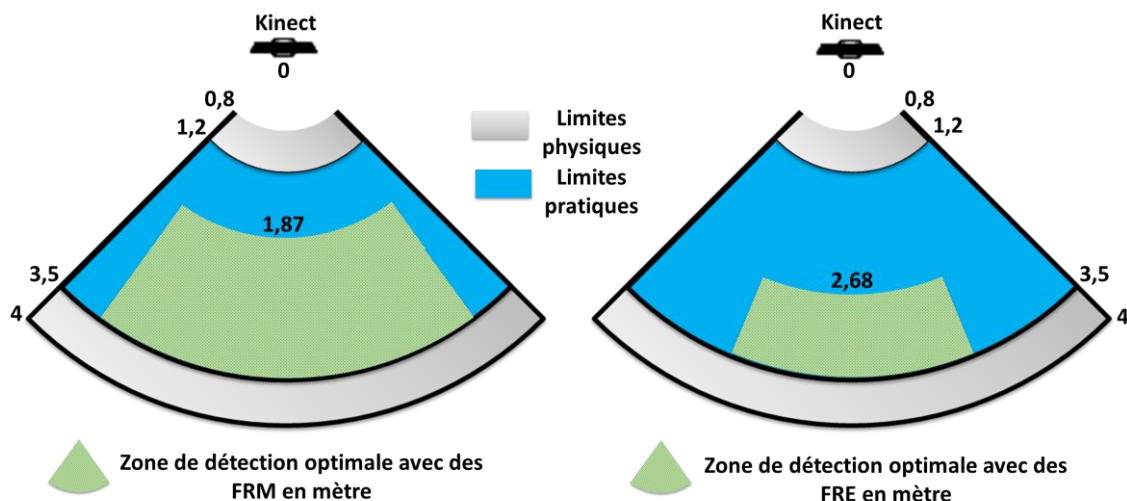


Figure 65 Les zones de détection optimale pour les FRM et les FRE

2.2.3. Dispersion des données du squelette numérique

Des interférences ont été observées au niveau des membres inférieurs de l'utilisateur. Elles ont été causées par la position assise de l'utilisateur et par la présence d'accessoires sur le fauteuil roulant. Par exemple, pour le test numéro 12 du Tableau 12, les bloc-genoux interfèrent avec les détections des articulations des membres inférieurs du squelette numérique. Ces interférences sont représentées sur la Figure 66

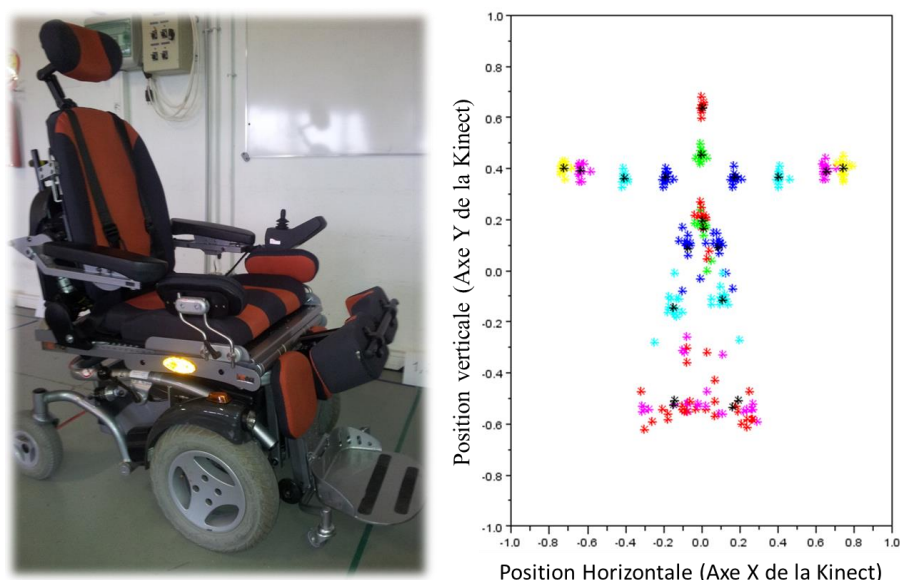


Figure 66 Les données du squelette numérique collectées à partir de la position de posture pour le test numéro 12

Elle montre les données du squelette numérique (sur l'axe XY) sauvegardées à partir de la position de posture pour les 15 essais avec ce fauteuil roulant.

Face à ce constat, il conviendra d'éviter la saisie des membres inférieurs avec le KinectLAB pour les utilisateurs en fauteuils roulants. Par conséquent, en ce qui concerne nos mesures des longueurs segmentaires, seuls les membres supérieurs ont été utilisés. Neuf segments ont été déterminés pour représenter les « os » du squelette numérique. La Figure 67 représente ces neuf segments à partir des articulations du squelette de la Kinect.

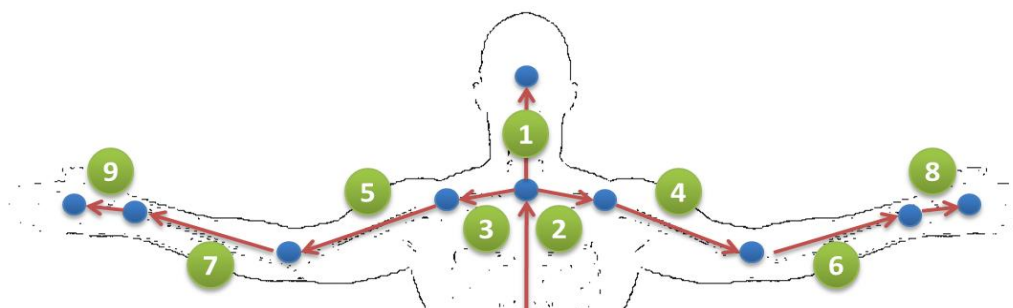


Figure 67 La représentation des neuf segments basés sur les articulations du squelette numérique de la Kinect

Les résultats moyens (ligne « M_{MOY} » dans le Tableau 15) ainsi que les écarts types moyens (ligne « σ_{MOY} » dans le Tableau 15) pour ces différents segments et pour tous les essais ont été calculés. La dispersion des données sur la longueur des segments est montrée par le calcul de l'écart type relatif (ligne « σ_{MOY}/M_{MOY} » dans le Tableau 15). Il donne la valeur de la dispersion en fonction de la moyenne des longueurs segmentaires. Les résultats moyens montrent une corrélation entre les longueurs segmentaires des membres de gauche et droite. La différence entre les segments respectifs (ligne « $Df_{SEGMENT}$ » dans le Tableau 15) est négligeable : 0,002 entre les segments 2 et 3 ; 0,009 entre les segments 4 et 5 ; 0,016 entre les segments 6 et 7 et 0,001 entre les segments 8 et 9. Cependant, l'écart-type relatif est plus élevée pour les extrémités des membres. Les données du squelette numérique de la Kinect sont moins stables pour la position des articulations aux extrémités des membres. D'autres résultats sur cette expérimentation sont disponibles en Annexe 4 page 177.

	Segment 1	Segment 2	Segment 3	Segment 4	Segment 5	Segment 6	Segment 7	Segment 8	Segment 9
M_{MOY}	0,19	0,203	0,205	0,234	0,243	0,235	0,219	0,083	0,082
$Df_{SEGMENT}$		0,002		0,009		0,016		0,001	
σ_{MOY}	0,0117	0,0086	0,0082	0,0178	0,0216	0,0196	0,0176	0,0158	0,0205
σ_{MOY}/M_{MOY}	0,06	0,04	0,04	0,08	0,09	0,08	0,08	0,19	0,25

Tableau 15 Récapitulatif de la dispersion des longueurs segmentaires

La Figure 68 montre la dispersion des données des neuf segments sur les 300 essais. Pour chacun des segments, les valeurs minimales et maximales mesurées ainsi que l'écart type autour de la moyenne sont représentés. A partir de ces résultats, nous retrouvons la corrélation entre les

longueurs segmentaires des membres de gauche et de droite. Les étendues de mesure entre la valeur maximale et minimale de chaque segment sont dues à une déviation d'une seule donnée pour chaque articulation du squelette numérique dans l'ensemble des essais.

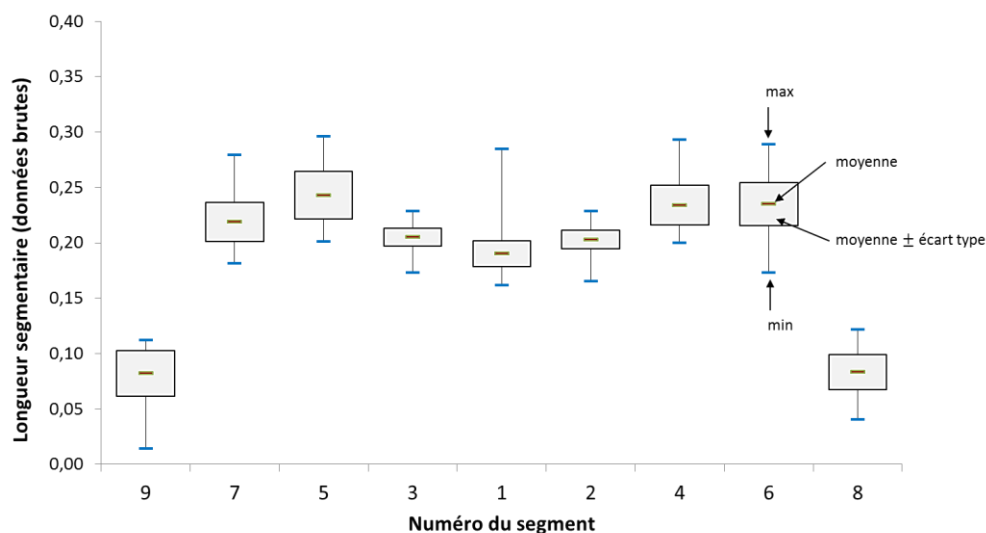


Figure 68 Dispersion des longueurs segmentaires pour les 300 essais

La relation entre les données du squelette numérique de la Kinect et la taille des fauteuils roulants est donnée sur la Figure 69. Elle montre la moyenne de l'écart-type pour chaque fauteuil roulant en fonction de son volume. Le coefficient de corrélation R^2 est égal à 0,0435. Ces résultats prouvent que le volume des fauteuils roulants n'interfère pas sur les données du squelette numérique de la Kinect.

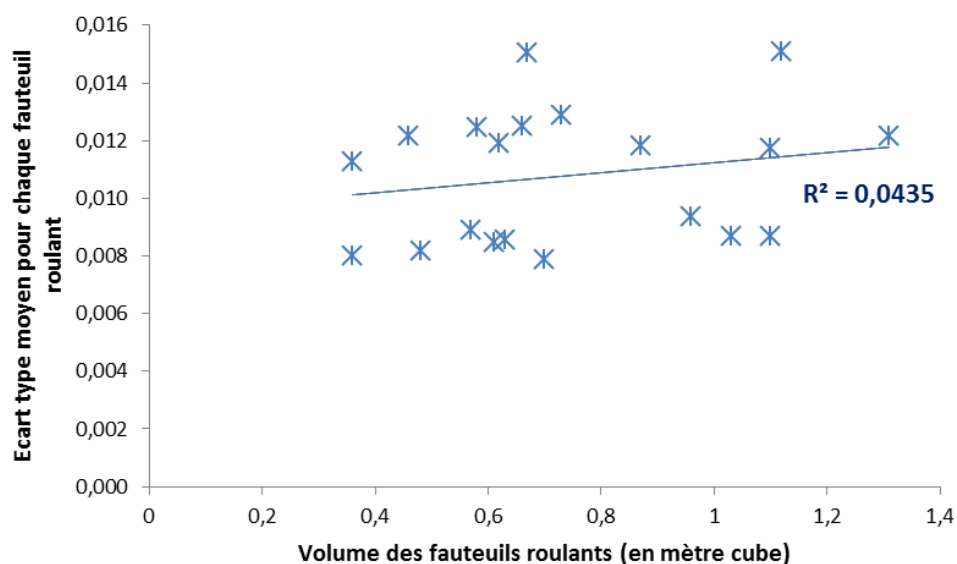


Figure 69 Relation entre les données du squelette numérique et les volumes des fauteuils roulants

2.3. Discussion

Notre étude démontre que le système KinectLAB équipé de son capteur Kinect peut être utilisé avec des utilisateurs assis en FRM et en FRE. Pour l'ensemble des essais, la Kinect a toujours détecté l'utilisateur. Comme nous l'expliquons, il est possible d'obtenir un squelette numérique en

trois dimensions dans ce contexte. De plus, la taille des fauteuils roulants n'entraîne pas d'erreur relative aux données des membres supérieurs du squelette. Par contre, celles des membres inférieurs ne sont pas exploitables dans ce contexte d'usage. Il est donc possible de concevoir un outil ou des jeux de rééducation pour des utilisateurs en position debout et assis en fauteuil roulant.

Nous avons observé que les accessoires positionnés autour de l'utilisateur créent des interférences et ajoutent du bruit sur les données collectées. Par exemple, si l'utilisateur pose sa main sur son joystick de commande, le matériel peut être considéré comme une partie du corps humain par la Kinect. Lorsque l'utilisateur n'est plus en contact direct avec ce matériel, l'algorithme du SDK reconfigure automatiquement le squelette numérique de l'utilisateur. Cette situation provoque des erreurs de mesure, mais comme les informations récupérées (notamment les résultats moyens pour ces différents segments) sont symétriques, elles ont un effet négligeable sur les données collectées. Malgré tout, ces erreurs pourraient être réduites avec un algorithme de filtrage pour stabiliser les positions des articulations, mais la conception d'un tel filtre peut provoquer une latence sur la collecte de données pour le système de mesure KinectLAB.

En utilisant la plateforme mise à disposition par le C.E.RA.H pour nos expériences, les tests ont été effectués avec des fauteuils roulants différents. Trois types d'expériences ont été effectués pour analyser et tester différentes configurations d'usage de la Kinect. L'étude montre cependant quelques limitations. D'abord, même si des précautions ont été prises, la vitesse de déplacement en fauteuils roulants n'est pas la même pour chaque essai. Ceci peut avoir un impact sur les données des premières positions de détection. Cependant, les résultats moyens montrent une bonne corrélation des positions de détections pour les expériences 1 et 3 entre les fauteuils roulants manuels et électriques. Nous avons analysé la corrélation entre les données de la Kinect et le volume des fauteuils roulants, cette expérience a été réalisée avec une morphologie unique d'utilisateur. D'autres tests sont requis avec des utilisateurs de différentes tailles pour en connaître l'influence. Pour conclure, nous avons montré 2 éléments importants :

- l'outil Kinect dans l'environnement KinectLAB s'avère pertinent pour la détection des membres supérieurs d'utilisateurs en fauteuils roulant,
- les dispersions de mesure sur les longueurs segmentaires sont faibles et stables. Il est donc possible d'utiliser KinectLAB pour récolter des données sur les capacités motrices d'utilisateurs en situation de handicap.

3. Analyse expérimentale de la pertinence de notre système KinectLAB pour analyser les capacités motrices

Durant ce travail de thèse, nous avons eu l'opportunité de proposer l'utilisation du système KinectLab à des équipes de kinésithérapeutes. L'objectif pour le CHU Michallon de Grenoble était d'assister les thérapeutes dans leur protocole d'évaluation des capacités motrices des patients

(MFM, Wolf Motor Function Test, Fugl-Meyer, dystonie cervicale...). Nous avons pu utiliser ce contexte professionnel pour valider des choix et des fonctionnalités du système KinectLAB, ainsi que sa fiabilité et sa précision de mesure. Pour analyser la pertinence de notre système KinectLAB à mesurer les capacités motrices, des expérimentations ont été réalisées avec les thérapeutes et les praticiens de la MFM au CHU Michallon de Grenoble. Elles ont permis d'étudier des éventuelles corrélations entre le score des items déterminé par un thérapeute du CHU de Grenoble et celui obtenu à partir des analyses du système KinectLAB. Cette étude a été réalisée en trois temps :

- En étroite collaboration avec les praticiens de la MFM, nous avons tout d'abord sélectionné les items qui seraient susceptibles d'être évalués par l'outil KinectLAB.
- Puis nous avons déterminé avec les thérapeutes les stratégies d'algorithmes à implémenter au système KinectLAB pour « *marquer* » le score des activités motrices des sujets sur les items de la MFM sélectionnés.
- Enfin, des expérimentations ont été réalisées avec des patients pour déterminer les éventuelles corrélations entre un « *score thérapeute* » et un « *score Kinect* ».

3.1. Sélection des items

Certains items de la MFM-32 ont été sélectionnés avec thérapeutes du CHU ayant une expérience significative de la passation de la MFM. La sélection est basée principalement sur la faisabilité du système KinectLAB à mesurer la position de départ et la tâche à exécuter de ces items. 5 items ont été choisis pour l'étude de la pertinence technologique du système KinectLAB pour l'analyse des capacités motrices avec la MFM (Tableau 16).

Numéro de l'item	Activité à réaliser
15	Mettre les deux mains sur la tête
16	Toucher le crayon avec sa main
24	Se mettre debout
25	Lâcher l'appui si possible et se tenir droit
26	Lâcher l'appui si possible et lever le pied

Tableau 16 Liste des items sélectionnés pour l'étude

3.2. Stratégies d'algorithmes pour l'item 15

Pour comprendre notre stratégie d'algorithme pour « *marquer* » le score des spécificités motrices des sujets avec le système KinectLAB, nous présentons l'ensemble des expérimentations de l'item 15. Pour l'item 15, le sujet doit mettre les deux mains sur la tête. Il est préalablement assis sur une chaise ou dans son fauteuil roulant, les avant-bras posés sur la table et les coudes en dehors de la table. Le sujet peut être en appui contre le dossier. S'il est assis dans son fauteuil roulant, les accoudoirs doivent être enlevés. La cotation de cet item est la suivante :

- 0 : ne soulève pas les 2 mains de la table
- 1 : soulève les 2 mains de la table mais les avant-bras restent en contact avec la table
- 2 : soulève les 2 avant-bras de la table mais ne parvient pas à porter les 2 mains en même temps sur le sommet du crâne. Les mains atteignent au moins le niveau de la bouche
- 3 : porte en même temps les 2 mains sur le sommet du crâne, la tête et le tronc restant dans l'axe

Pour cet item, la MFM définit les consignes de cotation suivantes. Des compensations au niveau de la tête et/ou du tronc limitent la cotation à 2. « *La tête et le tronc restant dans l'axe* » signifie que la tête et le tronc sont bien positionnés dans les trois plans de l'espace. Ils sont verticaux (ni en flexion ni en extension dans le plan sagittal), non inclinés sur le côté (les yeux sont à la même hauteur dans le plan frontal) et non en rotation (dans le plan horizontal). A partir de ces recommandations, nous avons traduit les cotations définies par la MFM en composantes à analyser avec le système KinectLAB (Tableau 17).

Cotation	Composantes MFM	Composantes KinectLAB
0	Ne soulève pas les mains	Positions verticales des mains de l'humanoïde
1	Soulève les mains	Positions verticales des mains de l'humanoïde
	Les avant-bras en contact avec la table	Positions des centres de masses des segments des avant-bras de l'humanoïde
2	Soulève les avant-bras	Positions des centres de masses des segments des avant-bras de l'humanoïde
	Ne parvient pas à porter les 2 mains en même temps	Différence entre les positions verticales des mains gauche et droite de l'humanoïde
	Les mains atteignent au moins le niveau de la bouche	Positions verticales des mains de l'humanoïde supérieures au milieu du segment entre la tête et le cou
	Des compensations au niveau de la tête et/ou du tronc	Différence entre les positions de profondeur de la tête et des épaules de l'humanoïde (flexion de la tête)
3	Porte en même temps les 2 mains	Différence entre les positions verticales des mains gauche et droite de l'humanoïde
	Les 2 mains sur le sommet du crâne	Positions verticales des mains de l'humanoïde supérieures à la position verticales de la position de la tête
	La tête et le tronc restant dans l'axe	Différence entre les positions dans les trois plans de l'espace de la tête et des épaules de l'humanoïde

Tableau 17 Les composantes de l'humanoïde du système KinectLAB à comparer avec les composantes de l'item 15 de la MFM

Nous avons demandé à un thérapeute référent et spécialisé dans la passation de la MFM d'effectuer les mouvements représentatifs à chaque cotation 0, 1, 2 et 3 afin d'analyser les évolutions des données de l'humanoïde du système KinectLAB pendant l'exécution des activités de l'item. Ces données ont été sauvegardées dans des fichiers textes pour les traiter a posteriori.

3.2.1. Cotation 0

Pour la cotation 0, le thérapeute était assis sur une chaise, les deux mains et les avant-bras sur la table et les coudes en dehors de la table. A partir de cette position, il est resté immobile pendant une dizaine de secondes. La Figure 70 montre que les positions verticales (Y dans l'espace Kinect) des mains et de la tête de l'humanoïde sont restées fixes. Le système KinectLAB est ainsi capable de détecter si un sujet ne soulève pas les mains.

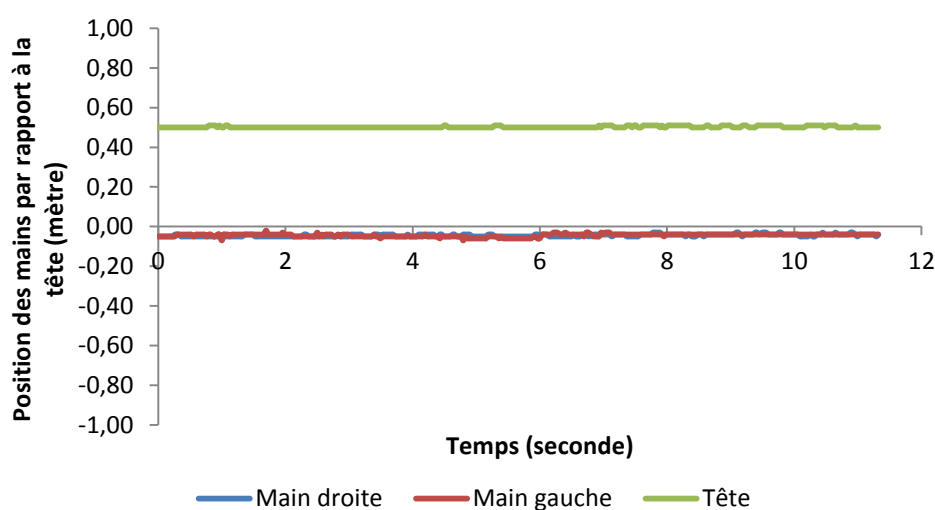


Figure 70 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 0

3.2.2. Cotation 1

Pour la cotation 1, le thérapeute était assis sur une chaise, les deux mains et les avant-bras sur la table et les coudes en dehors de la table. A partir de cette position, il est resté immobile pendant 5 secondes (phase 1 sur la Figure 71). Puis, il a levé très légèrement les mains sans les tendre verticalement, pendant 5 secondes (phase 2 sur la Figure 71). Finalement, il a levé les mains 6 fois (phase 3 sur la Figure 71). La Figure 71 montre les différences de hauteur des positions des mains sur chacune des phases 1, 2 et 3. Entre les phases 1 et 2, la différence moyenne des hauteurs des mains a été mesurée à 0,03 mètres. Entre les phases 1 et 3, la différence moyenne des hauteurs entre la position baissée et la position levée des mains a été mesurée à 0,1 mètre. Notre système KinectLAB est donc capable de détecter une différence d'amplitude lors de la levée des mains. La Figure 72 montre que les positions verticales des avant-bras de l'humanoïde sont restées fixes les dix premières secondes. Par contre le soulèvement des mains a entraîné de faibles mouvements des avant-bras. En discutant avec le thérapeute, ces dispersions de positions sont tout à fait normales et n'ont pas d'influence sur les résultats à observer. Le système KinectLAB est ainsi capable de détecter si un sujet soulève les mains avec plus ou moins d'amplitude. De plus, il est

possible de vérifier si les avant-bras restent en contact avec la table en utilisant comme référence les positions des centres de masse des avant-bras de l'humanoïde.

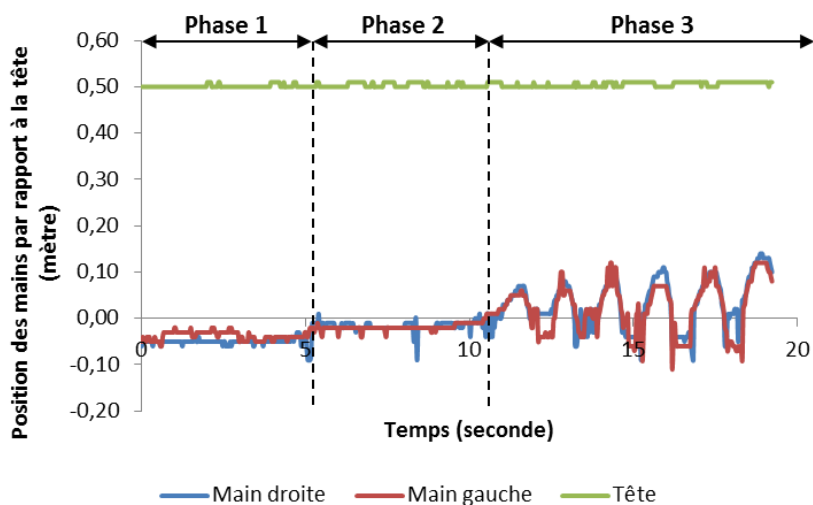


Figure 71 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 1

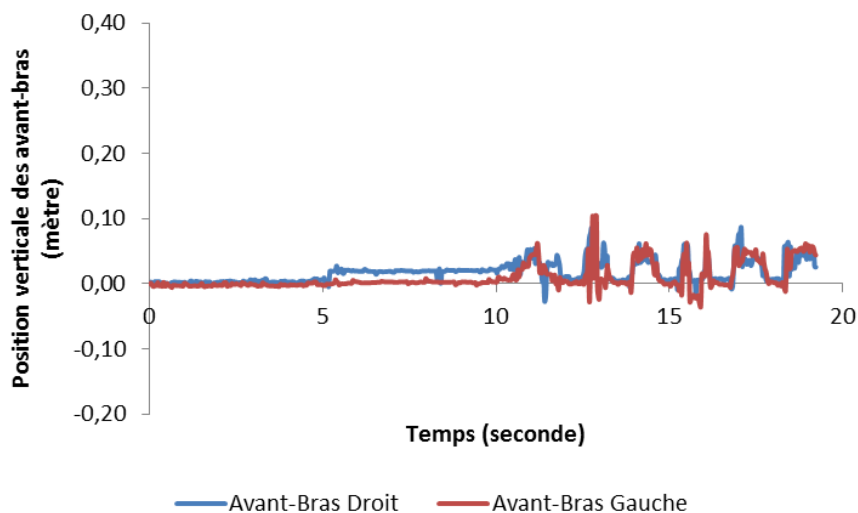


Figure 72 Représentation des déplacements des avant-bras pour la cotation 1

3.2.3. Cotation 2

Pour la cotation 2, le thérapeute était assis sur une chaise, les deux mains et les avant-bras sur la table et les coudes en dehors de la table. A partir de la même position initiale, le thérapeute a soulevé les mains au niveau de la bouche (phase 1 et 3 sur la Figure 73). Avec une compensation au niveau du tronc, il a soulevé ses mains sur la tête (phase 2 et 4 sur Figure 73). La Figure 73 est une représentation des positions des mains par rapport à celles de la tête. Pour les phases 1 et 3, les positions des mains de l'humanoïde sont bien en dessous de la position de la tête tandis que pour les phases 2 et 4, elles sont bien au-dessus. La Figure 74 permet de vérifier les compensations au niveau du tronc. Elle représente la différence entre les positions de profondeur de la tête par rapport aux épaules. Les résultats montrent qu'il est possible de détecter cette compensation lorsque ces mesures sont en dessous de -0,05 mètre. La Figure 75 montre les

évolutions des positions verticales des avant-bras. Il serait donc possible de vérifier si l'utilisateur a bien soulevé ses avant-bras.

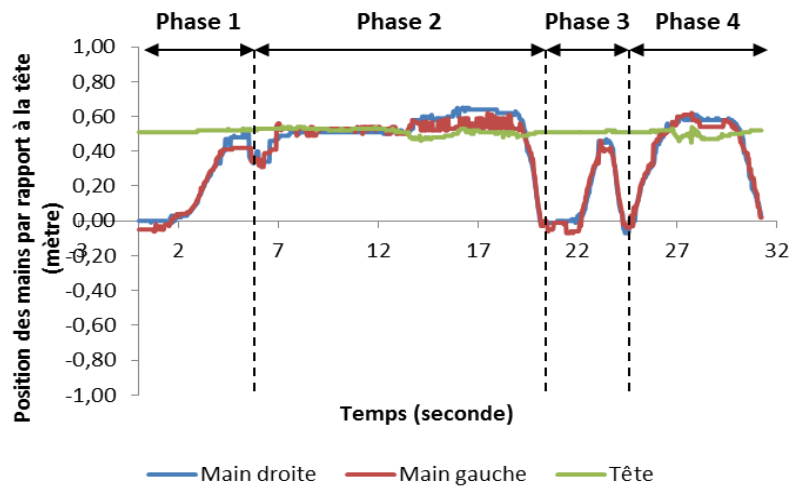


Figure 73 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 2

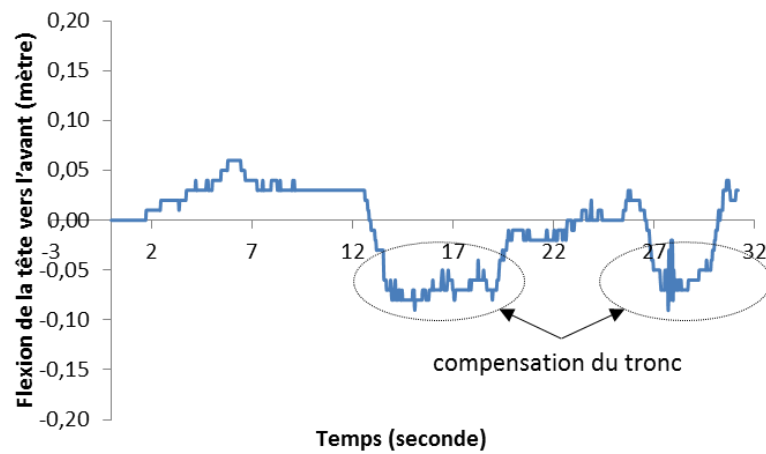


Figure 74 Représentation de la flexion de la tête pour la cotation 2

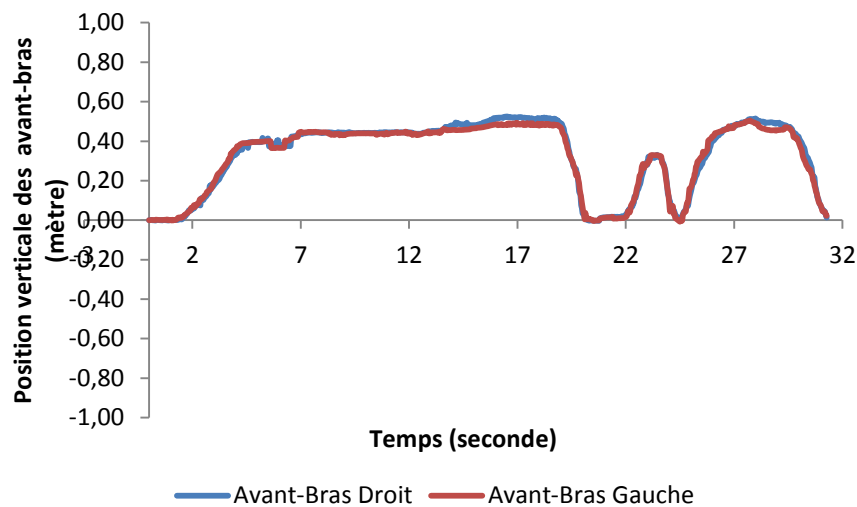


Figure 75 Représentation des déplacements des avant-bras pour la cotation 2

3.2.4. Cotation 3

Pour la cotation 3, le thérapeute était assis sur une chaise, les deux mains et les avant-bras sur la table et les coudes en dehors de la table. A partir de la position initiale, le thérapeute a soulevé les mains sur la tête et reposé ses mains sur la table. Cette séquence a été répétée 3 fois. La Figure 76 est une représentation des positions des mains par rapport à celles de la tête. Les résultats démontrent que les mains sont bien au-dessus de la tête. La Figure 77 montre que le thérapeute n'a jamais utilisé une compensation du tronc pour s'aider à réaliser cette tâche (position suivant l'axe Z de la tête). Les mesures ne sont jamais en dessous de 0.

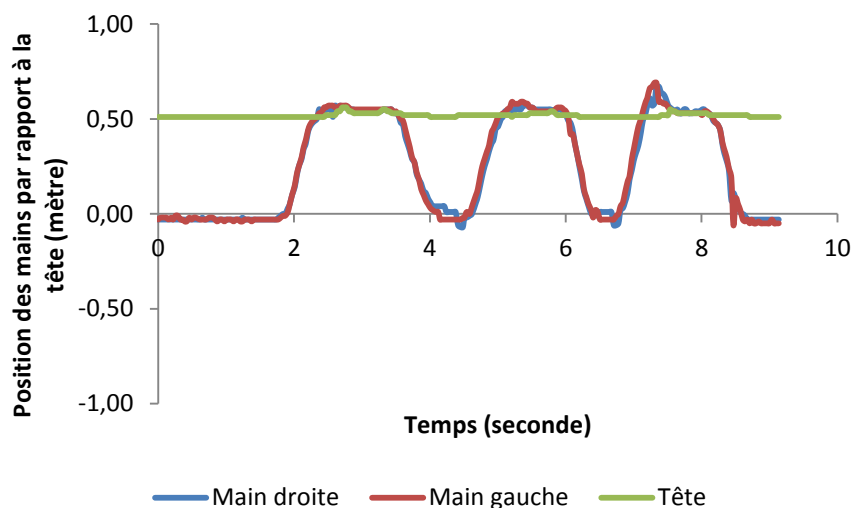


Figure 76 Représentation de la position verticale des mains par rapport à la tête pour la cotation 3

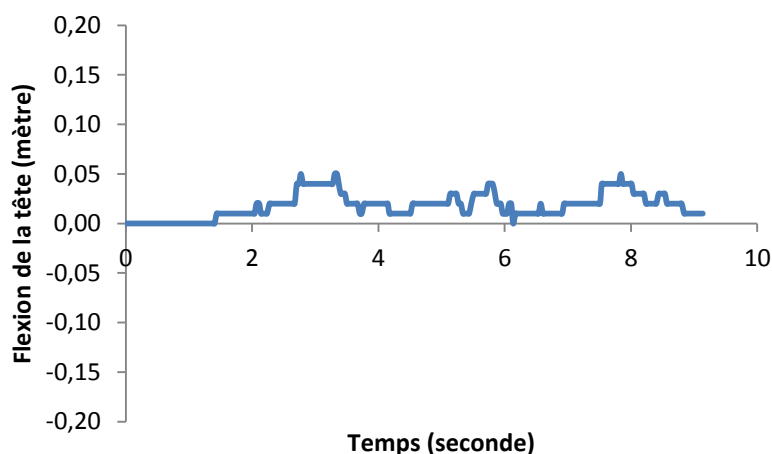


Figure 77 Représentation de la flexion de la tête pour la cotation 3

3.2.5. Synthèse

Ces activités avec les thérapeutes du CHU Michallon de Grenoble nous ont permis de bien comprendre les tâches à réaliser pour les items sélectionnés. Les expérimentations avec un thérapeute référent et spécialisé pour la passation d'une MFM ont été fort utiles pour construire notre stratégie d'algorithme pour générer un score en fonction des activités motrices d'un sujet.

3.3. Corrélation entre un score kinésithérapeute et un score KinectLAB

3.3.1. Les prérequis de l'expérience

Trois exigences ont été prises en compte pour le bon déroulement de l'expérience. Premièrement, pour analyser la corrélation, nous avons mené cette étude avec un kinésithérapeute spécialisé pour la passation d'une MFM et avec des patients qui ont déjà passé une MFM. Parmi eux, trois sujets ont ainsi participé à cette étude. Deuxièmement, pour le bon déroulement des expériences, les prérequis pour une bonne utilisation de la Kinect et de notre système KinectLAB sont pris en considération. Troisièmement, il convient d'avoir une bonne connaissance des items de la MFM sélectionnés. Cette expérience s'est déroulée avec la participation de patients volontaires. L'équipement pour cette expérience était composé d'une valise contenant un ordinateur avec le système KinectLAB, d'une Kinect et d'un pied ajustable en hauteur.

3.3.2. La procédure expérimentale

Pour chaque item sélectionné et pour chaque sujet, le thérapeute expliquait les tâches à réaliser. D'après la MFM, toutes les informations orales, démonstrations ou mouvements réalisés par le thérapeute sont autorisés pour expliquer au mieux le mouvement demandé. Après cette explication, le sujet exécute la tâche de chaque item. Pendant cette activité, le thérapeute observait l'ensemble des mouvements et marquait le score de l'item. En même temps, le système KinectLAB enregistrerait dans une base de données les informations de l'humanoïde relatives aux mouvements du sujet. Pour cette procédure expérimentale, le sujet se situe au milieu des limites pratiques de profondeur de la Kinect soit à 2,35m de la caméra (voir position S sur la Figure 78). Cette dernière est réglée à hauteur du buste du sujet pour optimiser la détection de ses mouvements dans son champ de vision. Le thérapeute est positionné dans des zones d'observations bien spécifiques (voir position T sur la Figure 78) pour qu'il n'affecte pas les mesures de l'humanoïde du système KinectLAB.

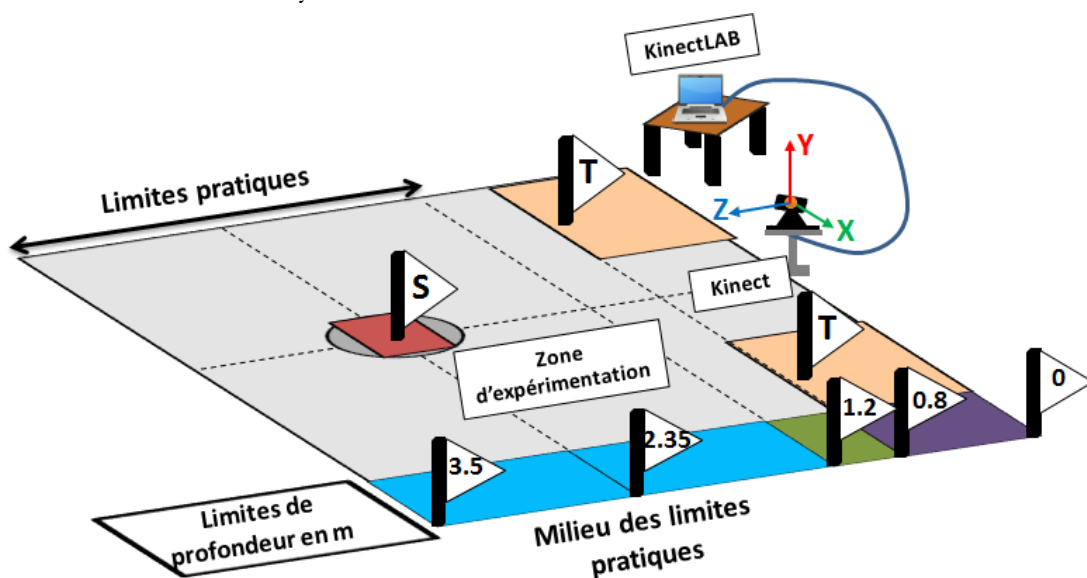


Figure 78 Représentation de la procédure expérimentale pour la corrélation entre un score thérapeute et un score KinectLAB

Pour des raisons d'organisation et de temps, le score KinectLAB a été généré a posteriori au laboratoire à partir des mesures sauvegardées dans la base de données. Le logiciel de calcul numérique Scilab a été utilisé. Une fonction spécifique de calcul a été programmée pour chaque stratégie d'algorithmes permettant de marquer le score KinectLAB.

3.3.3. Résultats

Le temps requis pour réaliser les 5 items a été estimé à 20 minutes par sujet. Les Figure 79, Figure 80 et Figure 81 montrent, respectivement pour chaque sujet, les scores thérapeutes et les scores KinectLAB générés pour chaque item. Le sujet 1 a accompli avec succès les items 15, 16 et 26. Par contre pour les items 24 et 25, les données récupérées par le système KinectLAB et traitées par l'intermédiaire de nos stratégies d'algorithmes ont permis de détecter des compensations au niveau du tronc ou des pieds trop écartés lors de l'exécution de la tâche.

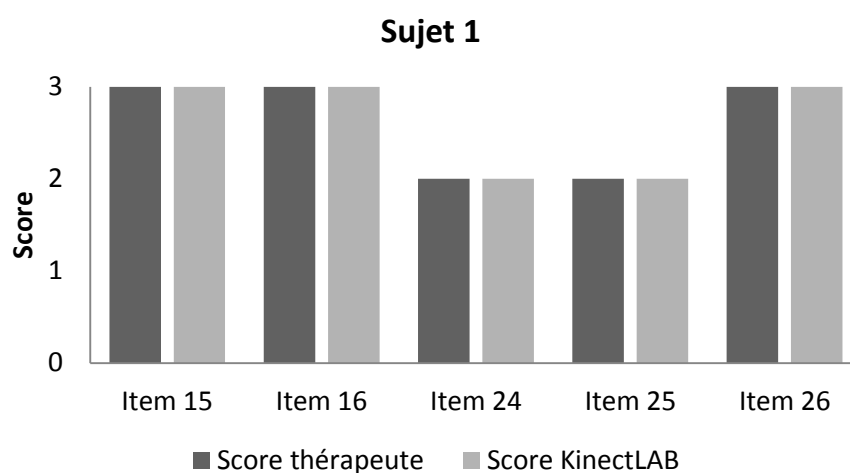


Figure 79 Corrélation du score thérapeute et score KinectLAB pour le sujet 1

Le sujet 2 a accompli avec succès les items 15, 16, 24 et 26. Par contre pour l'item 25, les données récupérées par le système KinectLAB ont permis de détecter un défaut d'alignement du tronc lors de l'exécution de la tâche.

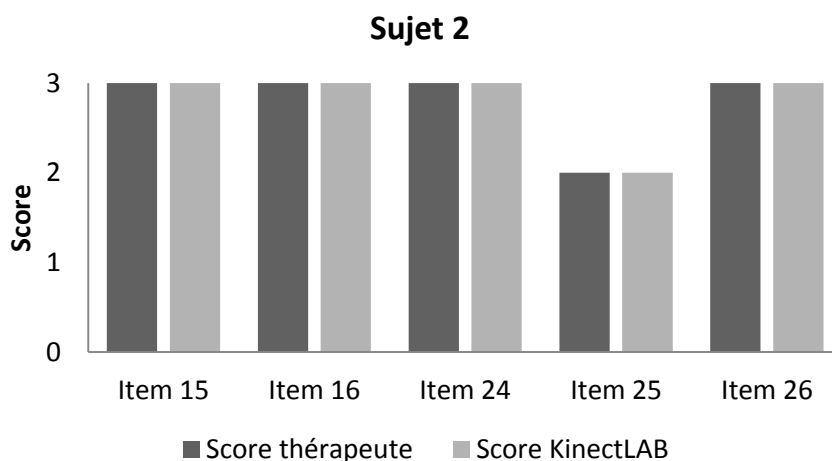


Figure 80 Corrélation du score thérapeute et score KinectLAB pour le sujet 2

Le sujet 3 a accompli avec succès l'item 16. Pour l'item 15, les données récupérées par le système KinectLAB ont permis de détecter que le sujet n'a pas amené ses mains au-dessus de la tête. Pour les items 24, 25, 26 le sujet a réalisé la tâche avec un appui de la main sur une table. Cette compensation a été détectée par notre système comme un défaut d'alignement du bras par rapport au tronc.

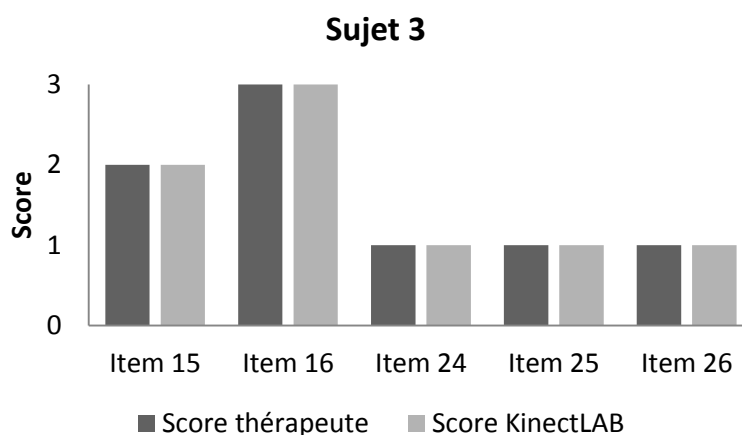


Figure 81 Corrélation du score thérapeute et score KinectLAB pour le sujet 3

3.4. Discussion

Cette étude, appliquée au bilan moteur de la MFM, a permis d'étudier la pertinence technologique de notre système KinectLAB qui, couplé à des algorithmes bien spécifiques, est capable de caractériser des activités motrices à partir d'une tâche particulière à réaliser. Les résultats ont montré qu'il est possible de corréler le score marqué par un thérapeute avec un score KinectLAB sur les 5 items sélectionnés. Au-delà de la validation de notre système KinectLAB pour l'identification fiable de capacités motrices, nous pensons que KinectLAB peut s'avérer un outil prometteur pour assister les évaluations des kinésithérapeutes. Pour cet usage des expérimentations complémentaires sont nécessaires

D'autres tests sont notamment indispensables avec un plus grand panel de sujets pour valider la répétabilité de nos résultats, et en diversifiant les items étudiés. Les expériences réalisées lors de ce travail au CHU ont permis de conforter la pertinence de l'utilisation du système KinectLAB pour évaluer des capacités motrices d'utilisateurs en situation de handicap. Malgré des conditions expérimentales d'utilisation de la Kinect non optimales (présence de table par exemple), les données récupérées par le système KinectLab et analysées par notre algorithme dédié ont permis de proposer des résultats parfaitement corrélés avec ceux du praticien. Ceci conforte notre choix stratégique d'utilisation de la Kinect pour caractériser des performances motrices.

3.5. Synthèse

Cette partie du chapitre a proposé un ensemble d'expérimentations qui a montré la pertinence technologique de notre système KinectLAB pour caractériser les spécificités motrices de sujets.

De plus, ce travail collaboratif avec les thérapeutes du CHU de Michallon a permis des moments d'échanges scientifiques très riches et très prometteurs, notamment pour envisager l'utilisation du système KinectLAB dans le cadre de l'évaluation thérapeutique.

4. Conclusion

Ce chapitre 4 a montré les développements que nous avons menés pour caractériser les spécificités motrices de sujets en situation de handicap, afin d'apporter une aide aux concepteurs de produits d'assistance. Dans une première partie, nous avons présenté le système KinectLAB, développé par nos soins à partir du capteur Kinect de Microsoft. Le système KinectLAB permet de capturer des informations numériques sur les actions d'un sujet. Ces données sont fournies sous la forme d'un humanoïde. L'utilisation de modules d'usage permet à ce système de s'adapter au contexte et aux objectifs d'analyses futures. Dans une deuxième partie, nous avons présenté les expériences menées pour, d'une part, valider la pertinence de KinectLAB dans un contexte d'utilisateurs en fauteuils roulants et, d'autre part, pour identifier les dispersions de mesures obtenues. Une troisième partie a relaté les expériences menées au CHU de Grenoble qui ont conduit à valider, avec des professionnels de santé, la pertinence des analyses menées sur des activités motrices lorsque des sujets exécutent différentes tâches.

5. CHAPITRE 5 APPLICATION DU PROCESSUS CARACTH POUR LA CONCEPTION D'UN SYSTEME MUSICAL ADAPTE. ETUDE NASA-TLX CROISEE DE LA SOLUTION GENEREE

Le cinquième chapitre de ce manuscrit propose une application de notre processus de conception CARACTH, ainsi que l'utilisation de nos développements pour la création d'activités musicales. La pertinence des solutions conçues à l'aide de notre processus de conception est ensuite évaluée à l'aide d'une approche Task Load Index développée par la NASA (NASA-TLX) croisée entre plusieurs utilisateurs en situation de handicap.

La première partie de ce chapitre présente l'application du processus de conception CARACTH pour la création d'aides techniques pour la pratique musicale, et en particulier d'interfaces virtuelles personnalisées aux possibilités gestuelles de son utilisateur. Ces interfaces personnalisables et les développements technologiques réalisés ont été mis en œuvre dans le cadre d'un concert créé pour l'occasion. Cela nous a permis d'analyser l'intégration de ces produits dans leur situation d'usage. La deuxième partie de ce chapitre propose une analyse de la pertinence de l'adaptation des interfaces créées aux capacités motrices de leurs utilisateurs. A cette fin, une évaluation NASA-TLX sur la performance et la charge de travail de 3 utilisateurs a été menée. Cette évaluation a de plus été croisée, en faisant utiliser et évaluer chaque interface par les 3 utilisateurs.

1. Le projet RVLapalud

Le projet RVLapalud est un projet de concert incluant des musiciens en situation de handicap, pour lesquels nous avons développé des aides techniques en suivant le processus de conception CARACTH. Nous avons accompagné le projet RVLapalud afin d'évaluer, sur les objets conçus et leur utilisation, la pertinence de notre processus de conception.

1.1.Objectifs artistiques

Le projet a impliqué pendant 7 mois, les musiciens intermittents du spectacle Hervé Lapalud et Jonathan Mathis, les élèves du conservatoire de Grenoble, du Service d'Activités de Jours d'Eybens (SAJ) et du collège Charles Münch. A travers différentes pratiques musicales, arrangement, orchestration, improvisation, création, jeu instrumental et chant, les acteurs de ce concert ont pu découvrir l'univers musical d'Hervé Lapalud et s'approprier des chansons choisies dans son répertoire. Sanzas (pianos à pouce) et koras (harpes-luth d'Afrique) ont été largement manipulées durant ces activités. D'autres acteurs ont permis sa bonne organisation avec Benoit Dussauge pour la classe d'écriture et de direction orchestrale, Jacques Cordier, musicien intervenant pour le groupe de musique SAJ, Clément Durand, ingénieur du son, et Judith Paquet, enseignante de violon à l'initiative du projet. La photo de groupe ci-dessous (Figure 82) rend compte de l'ampleur de l'activité des personnes impliquées.



Figure 82 Photo des acteurs intervenant dans le projet RVLapalud

Notre participation à ce projet artistique nous a donné l'occasion de mettre en application notre méthode de conception pour proposer un dispositif nommé MusiNECT' en partenariat avec le SAJ. Ce service accueille au quotidien des adultes en situation de handicap moteur dans ses locaux. Le dispositif MusiNECT' conçu propose des interfaces virtuelles personnalisables aux spécificités motrices des utilisateurs pour jouer des sons. A l'issue de ce projet, nous avons pu évaluer la bonne utilisation du système MusiNECT' en situation d'usage réel. Nous avons en particulier vérifié s'il s'intégrait naturellement sur une scène pendant un concert.

1.2.Application du processus de conception CARACTH

Pour cette application, le modèle IPP a servi principalement de support aux deux premières étapes du processus de conception CARACTH. Les éléments « *facteurs personnels* », « *habitudes de*

vie » et « *facteurs environnementaux* » sur l'axe IPP nous ont permis de mieux définir le contexte d'utilisation mais aussi les exigences d'utilisation du produit à concevoir.

1.2.1. Etape 1 : Comprendre et spécifier le contexte d'utilisation

Le contexte de ce travail de thèse (voir partie 1 et 2 du chapitre 1) permet de comprendre et de spécifier le contexte d'utilisation du système à concevoir. L'environnement est avant tout celui du handicap. Dans le projet RVLapalud, un utilisateur en situation de handicap moteur manipulera le système à concevoir. Cet utilisateur présente une infirmité motrice cérébrale (IMC). Il est paraplégique (paralysie partielle des deux membres inférieurs), se déplace en FRE et est capable de bouger ses membres supérieurs avec plus ou moins d'amplitude et de précision. Il réalise ses tâches et ses activités généralement avec sa main gauche. Notre projet de conception doit permettre à l'utilisateur de générer une action, en l'occurrence générer un son, à partir de ses possibilités gestuelles et plus précisément les gestes à nu de l'utilisateur. Le système doit être personnalisable aux capacités motrices de son utilisateur mais aussi personnalisable aux objectifs musicaux. Le résultat sonore doit s'adapter à différents contextes d'expression musicale. Il devra être possible de jouer des sons synthétisés ou des sons provenant d'instruments de musique acoustiques. L'entourage de la personne en situation de handicap qui utilisera le système à concevoir est aussi considéré comme utilisateur potentiel. Parmi eux, nous trouvons l'ensemble des acteurs participant au projet RVLapalud.

1.2.2. Etape 2 : Spécifier les exigences d'utilisation

Le système à concevoir doit permettre à son utilisateur de jouer de la musique avec un moindre effort, avec sa main gauche, dans un environnement confortable et sans risque. Il est opportun qu'il puisse s'adapter d'un environnement d'usage à un autre. Ainsi, dans notre cas d'étude, les différents environnements d'usage sont les séances de répétitions individuelles ou en groupe et le (les) concert(s) sur scène. En raison d'un grand nombre de déplacement à prévoir à l'extérieur du laboratoire, le système musical à concevoir doit être transportable et facilement mis en œuvre par les musiciens intervenant. L'efficacité du système sera jugée sur la qualité des sons produits et sur son adaptabilité à de nouvelles exigences musicales. Lors de notre concert, l'utilisateur en situation de handicap devra jouer 3 types d'instruments de musiques : de la batterie, du piano et le système musical à concevoir. Il convient que ce dernier s'intègre naturellement dans l'environnement individuel de l'utilisateur et qu'il permette un accès et un transfert d'un instrument de musique à un autre en toute facilité et en toute autonomie.

1.2.3. Etape 3.1 : Spécifier le contexte et les objectifs de la caractérisation

La caractérisation doit s'exécuter sur plusieurs terrains d'applications. Par exemple, il doit être possible de l'effectuer au laboratoire G-SCOP, au Conservatoire à Rayonnement Régional de musique de Grenoble, dans les instituts d'accueil spécialisés ou même chez les personnes en situation de handicap elles-mêmes. Le temps passé à la caractérisation doit aussi être compatible

avec les disponibilités des acteurs de ce projet. Le matériel de mesure doit être transportable, facile à installer, non-invasif et non-intrusif. L'utilisation d'une technologie comme la Kinect et de notre système KinectLAB permettra de répondre à ces besoins. L'objectif de la caractérisation dans ce projet est de modéliser les zones de mouvement de l'utilisateur. Plus précisément, nous cherchons à identifier l'aire de mouvement accessible et confortable avec la main gauche de l'utilisateur.

1.2.4. Etape 3.2 : Analyser les spécificités motrices

Pour assurer le succès de cette étape, le système de mesure KinectLAB a été utilisé. A partir de cet outil de mesure, le concepteur a proposé au sujet l'Activité Primaire (AP) de peinture virtuelle présentée dans la partie 1.2.4 du chapitre 4. Le matériel nécessaire pour l'exécution de cette activité est une Kinect, un ordinateur avec le système KinectLAB, un trépied et un vidéo projecteur pour une meilleure immersion du sujet. L'analyse des spécificités motrices a été intégrée dans le planning des interventions du musicien au Conservatoire de musique. Avant de débiter la séance de musique, le sujet a effectué l'AP de peinture virtuelle avec sa main gauche pendant une minute. Ce temps a été défini avec le musicien et l'ergothérapeute. Pendant ce temps d'analyse, les positions de la main gauche de l'humanoïde du système KinectLAB ont été sauvegardées dans des fichiers textes.

1.2.5. Etape 3.3 : Créer un modèle utilisateur

Pour cette étape, le modèle utilisateur doit être représentatif de l'objet à concevoir, facile à comprendre pour le concepteur et reproductible d'une expérience à une autre. Dans ce projet de conception, nous avons programmé ce modèle par une méthode de densitogramme permettant de visualiser les déplacements du corps humain et d'identifier les zones sur-sollicitées sur une interface utilisateur. Si l'objet à concevoir est en deux dimensions (horizontale et verticale), la méthode pour la génération d'un tel modèle est la suivante (Figure 83):

- Diviser le plan d'interface sous forme d'une grille bidimensionnelle. Chaque cellule de la grille est appelée « *section* ».
- Comptabiliser le nombre de passages d'une partie du corps pour chaque section.
- Assigner une couleur pour chaque section en fonction du nombre de passages enregistré dans cette section.

Grâce à l'humanoïde du système KinectLAB, d'autres informations peuvent être capitalisées à partir de cette activité de peinture et donc de ce modèle utilisateur. On récupère par exemple les angles entre les articulations, la vitesse des mouvements ou la posture de l'utilisateur. Ces éléments peuvent être pertinents pour définir les composantes du niveau de difficulté du geste instrumental de l'utilisateur.

A partir des données de l'humanoïde sauvegardées à l'étape précédente, un modèle utilisateur a été généré en utilisant la méthode par densitogramme avec une grille de 20x20 sections (Figure

84). La valeur de chaque section a été calculée et une Mapcolor a été générée avec le logiciel de calcul numérique Scilab. On constate que l'utilisateur a principalement utilisé le quart supérieur gauche de l'interface pour exécuter sa tâche.

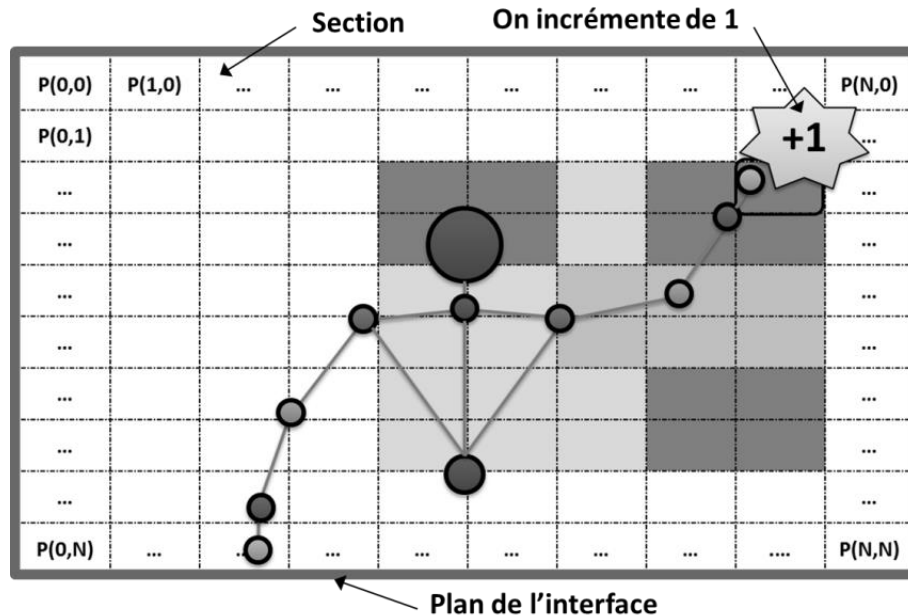


Figure 83 La modélisation par densitogramme

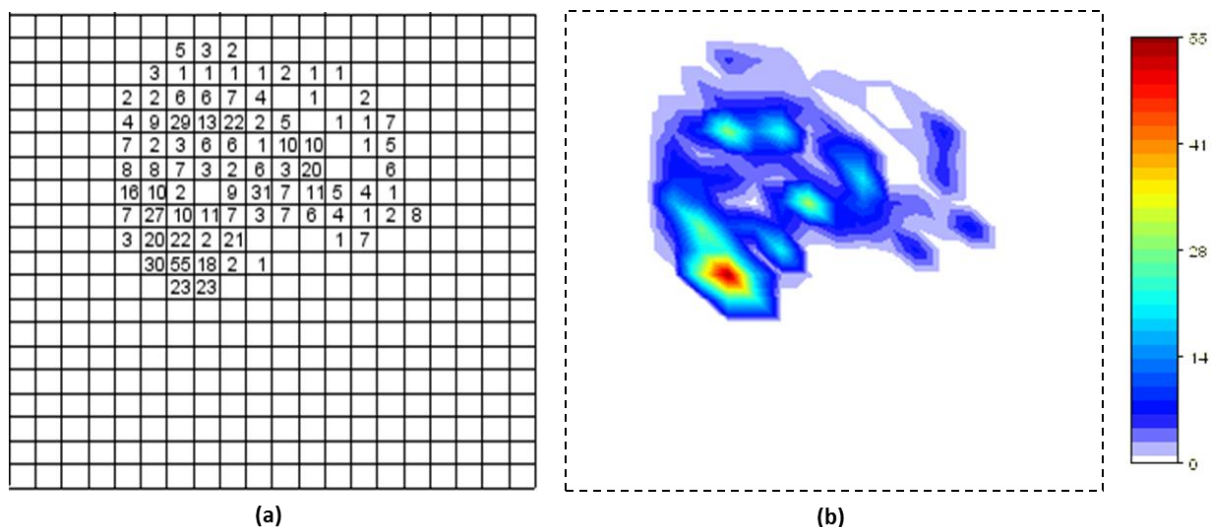


Figure 84 Le modèle utilisateur généré pour le sujet (a) : Nombre de passage de l'utilisateur avec sa main gauche pour chaque section, (b) MapColor pour le nombre de passage de l'utilisateur avec sa main gauche

1.2.6. Etape 4.1 : Proposer une architecture produit modulaire

Le système à concevoir a été baptisé MusiNECT. Pour offrir plus de souplesse et pour répondre rapidement à de nouveaux besoins, une architecture produit modulaire a été développée (Figure 85). Elle est constituée d'un système de détection personnalisé aux capacités motrices de l'utilisateur, d'un système de commande et d'un système opératif personnalisé au résultat sonore souhaité.

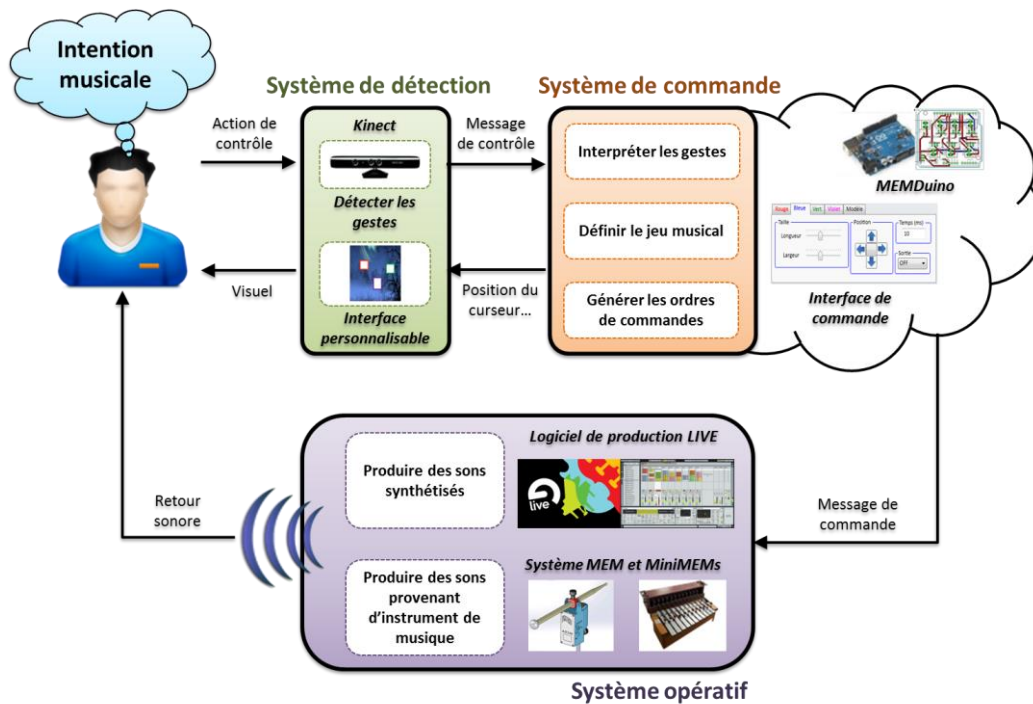


Figure 85 L'architecture produit du système MusiNECT

Le système de détection est composé d'une Kinect pour détecter les actions physiques gestuelles (actions de contrôle) de l'utilisateur et pour les transformer en actions numériques (message de contrôle). Il intègre aussi une interface personnalisée aux capacités motrices de l'utilisateur générée à partir de son modèle utilisateur (Figure 86).

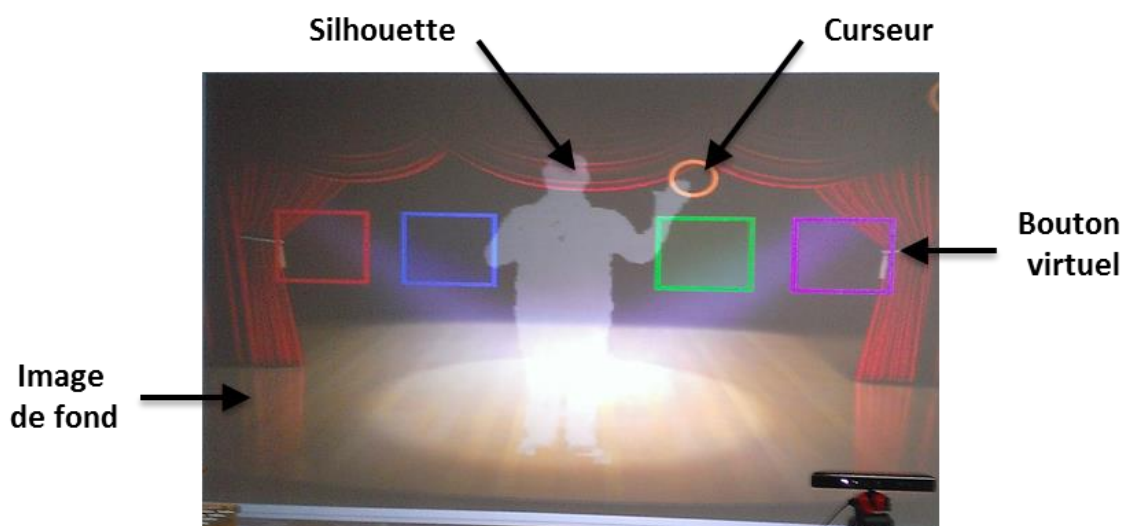


Figure 86 Support de l'interface personnalisable

Cette interface permet de renvoyer à l'utilisateur un feedback primaire visuel de ses actions. Cette interface est virtuelle et bidimensionnelle. Une silhouette de l'utilisateur est affichée sur cette interface. Un curseur est positionné sur une partie de son corps et se déplace en conséquence lorsque le corps bouge. Des boutons virtuels sont affichés et un son est joué si l'utilisateur déplace le curseur à l'intérieur de ces boutons. Le geste instrumental est considéré dans cette configuration comme niveau facile. Il consistera en un geste de sélection du bouton virtuel à

activer. Il est possible d'obtenir un geste instrumental de niveau intermédiaire. Par exemple, avec un geste d'excitation, il serait possible de modifier les propriétés sonores comme l'amplitude du son en fonction de la vitesse des mouvements du corps au moment de l'activation du bouton virtuel. Le résultat sonore peut être numérique et/ou acoustique. La position, la taille, la hauteur et le nombre de boutons virtuels sont définis à partir des mouvements confortables de l'utilisateur et du type d'action à réaliser. Sur cette interface personnalisable une image de fond a été ajoutée. Elle permet de personnaliser l'interface de l'utilisateur à l'ambiance et au texte de la musique jouée.

Le système de commande est constitué d'un logiciel informatique avec une interface de commande pour interpréter les gestes de l'utilisateur, définir le jeu musical (numérique et/ou acoustique) et générer les entrées de l'interface du système de détection (position et taille des boutons virtuels par exemple). Il permet aussi de produire les ordres de commandes pour jouer des sons synthétisés à partir d'un logiciel de production Ableton LIVE. Le choix de ce logiciel a été convenu avec les musiciens et les compositeurs de la classe d'écriture. Notre système de commande permet de même d'actionner les systèmes MEM et MiniMEMs développés pendant cette thèse. Ce choix multiple de production sonore nous donne une variabilité pour mieux adapter le résultat sonore en fonction des exigences des musiciens et des compositeurs.

Grâce à cette architecture produit, si le système MusiNECT est manipulé par un autre utilisateur présentant des capacités motrices différentes et donc un autre modèle utilisateur, seule l'interface du système de détection sera à reconcevoir, voire à régler ou auto-ajuster.

1.2.7. Etape 4.2 : Proposer une solution de conception

Au regard du modèle utilisateur généré dans la partie 1.2.5 de ce chapitre, il est possible de définir les zones sur-sollicitées des mouvements de l'utilisateur avec la main gauche. Après discussion avec l'utilisateur, les musiciens et les compositeurs, quatre zones ont été localisées (Figure 87). Ces zones représentent l'emplacement des boutons virtuels de l'interface personnalisable. Quatre sons différents pourront être joués.

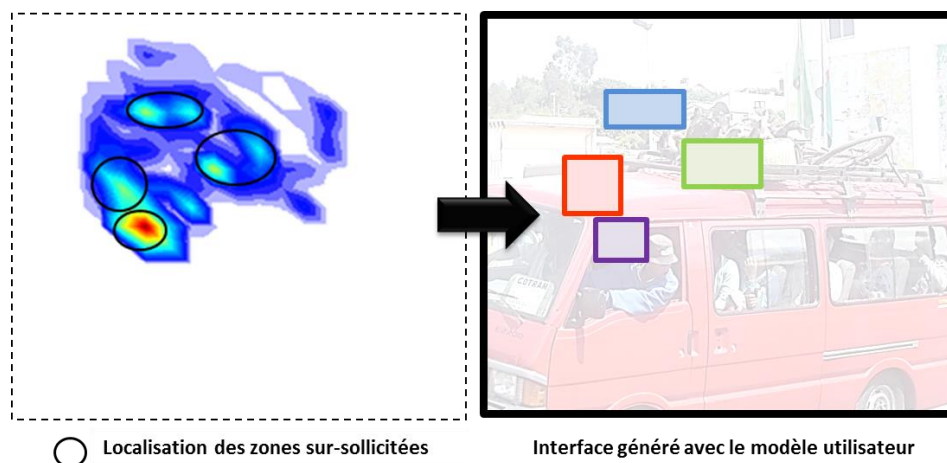


Figure 87 La solution de conception proposée au regard du modèle utilisateur

Ce nombre a été choisi pour diverses raisons. D'après le principe 14 de conception d'un NIME (voir partie 3.4.2 du chapitre 2), « *Plus peut-être mieux (mais plus difficile)* ». Ainsi il est nécessaire de dimensionner au plus juste le nombre et la taille des boutons. En effet, plus l'utilisateur aura de boutons sur son interface, plus il lui sera difficile de reconnaître le bouton correspondant au son à générer. De plus, la position des boutons est stratégique pour que l'utilisateur puisse revenir facilement en position de repos sans interagir involontairement avec un autre bouton. Enfin, si les dimensions du bouton (longueur et largeur) sont trop petites, l'utilisateur devra contrôler ses gestes plus précisément, ce qui risque d'augmenter sa charge mentale de travail lors de l'exécution de sa tâche.

1.2.8. Etape 5 : Evaluation de la solution au regard des exigences

Les séances pour l'évaluation de la solution de conception ont été organisées avec l'utilisateur en situation de handicap et l'ensemble des acteurs qui ont recours au système MusiNECT lors des activités du concert. L'objectif de l'évaluation est de trouver le meilleur compromis entre les capacités motrices de l'utilisateur et les attentes sonores, mais aussi de définir l'emplacement du système KinectLAB sur scène. La classe d'écriture a intégré le système MusiNECT dans la composition de deux morceaux pour jouer des sons synthétisés. Deux séances d'apprentissages ont été nécessaires avec l'utilisateur pour qu'il s'entraîne à manipuler son interface sur les morceaux composés. Nous avons défini le geste instrumental de l'utilisateur comme un niveau facile (voir partie 3.1.2 du chapitre 3) en intégrant seulement le geste de sélection. Il était possible d'obtenir un geste instrumental de niveau intermédiaire mais un plus grand nombre de séances d'apprentissages auraient été nécessaires pour être prêt le jour du concert. L'interface générée à partir du modèle de l'utilisateur lui a permis d'exécuter la tâche facilement et surtout sans effort. Par contre, elle n'était pas optimisée pour le jeu musical proposé par la classe d'écriture. Certains boutons virtuels n'étaient pas assez espacés. L'utilisateur allait du bouton B1 à B3 en activant involontairement le bouton B2 (Figure 88).

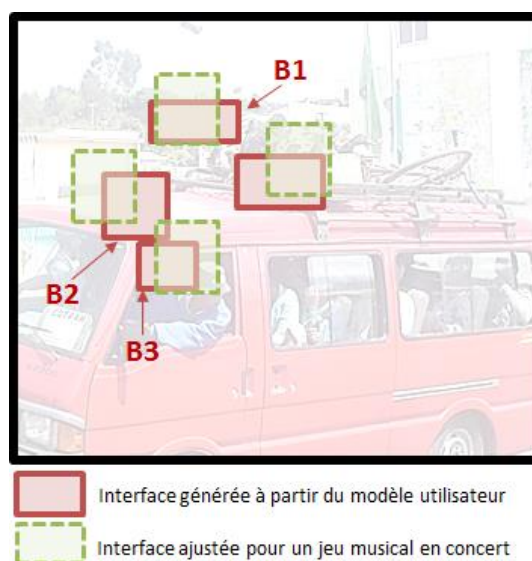


Figure 88 L'interface utilisateur réajustée au contexte d'usage après l'évaluation

Une nouvelle interface a ainsi été réajustée pour résoudre ce fonctionnement non-souhaité. Quatre séances de répétition ont été organisées dont une répétition générale la veille du concert pour définir l'emplacement des musiciens et du système MusiNECT sur scène (Figure 89).

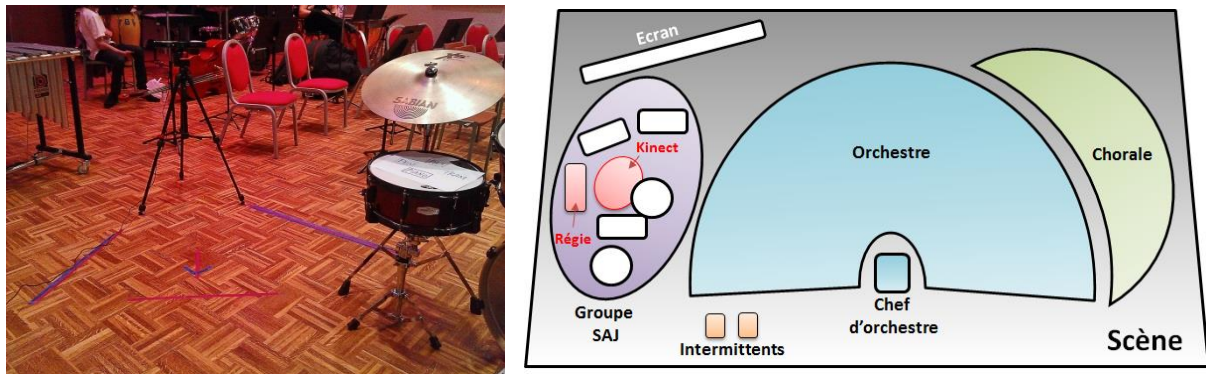


Figure 89 L'intégration du système MusiNECT (à gauche) et le placement des musiciens sur scène (à droite)

1.3.Discussion

1.3.1. Le processus de conception CARACTH

Nous avons proposé une méthodologie de conception permettant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'interfaces personnalisées. Elle a permis :

- de mieux intégrer les utilisateurs en situation de handicap dans un processus de conception,
- de caractériser les facultés physiques des usagers en situation de handicap pour concevoir des produits adaptées à leurs performances motrices.

Notre processus de conception CARACTH permet une connaissance en amont de l'utilisateur grâce à l'analyse de ses spécificités motrices et à la création d'un modèle utilisateur. L'impact a été considérable sur le nombre d'itérations dans notre projet de conception. Seule une itération de conception a été nécessaire pour proposer une interface répondant aux exigences des utilisateurs et aux critères d'utilisabilité : efficacité (la cible est atteinte), efficacité (la cible est atteinte avec un moindre effort) et satisfaction (notre solution permet confort, bien-être et sécurité).


L'AP proposée, l'activité de peinture, peut être réalisée en un temps très court, comme le reste des traitements des informations, ce qui est un critère essentiel dans notre contexte d'étude. Si le temps pour accomplir cette tâche avait été plus important, nous estimons que le modèle utilisateur serait malgré tout très proches des résultats actuels. Pour vérifier cela, il serait nécessaire de réaliser l'AP plusieurs fois.

Pour les musiciens de l'association AE2M, le système MusiNECT est très prometteur et a fait ses preuves avec des personnes en situation de handicap, non seulement en tests mais également lors d'une véritable contribution à une construction musicale collective. Selon eux, un musicien aime « *toucher* » l'instrument dont il joue et cela implique depuis longtemps une culture du toucher de l'instrument. Par contre, si cette interface sans contact physique offre une bonne alternative à d'autres systèmes pour des personnes en situation de handicap, ils y sont favorables, surtout si les personnes elles-mêmes y prennent du plaisir. Le système MusiNECT est très stimulant, offre un mode gestuel spécifique à chaque utilisateur et un terrain d'exploration pour plusieurs formes d'expression artistique.

Nous avons vu dans le chapitre 2 que les tests des solutions de conception avec les utilisateurs demandent des moyens financiers et du temps qui ne sont pas toujours compatibles avec les projets de recherche et développement. Le Tableau 18 résume la répartition de notre temps de présence et de travail pendant ce projet. Il montre les heures effectuées pour chaque activité de travail :

- Développement (matériels pour adapter le système MusiNECT aux nouvelles exigences),
- Organisation (préparation, réunion avec l'ensemble des acteurs),
- Modèle utilisateur (génération du modèle utilisateur avec le système KinectLAB),
- Test des interfaces (évaluation de l'interface personnalisable),
- Apprentissage (manipulation de l'interface personnalisable sur les morceaux composés),
- Répétitions (avec l'ensemble des groupes d'acteurs),
- Concert (dernière mise au point et jeu musical)

Unité	Développement	Organisation	Modèle utilisateur	Test des interfaces	Apprentissage	Répétition	Concert	TOTAL
Heures (h)	20	13,5	0,5	0,5	6	24	7	71,5
Pourcentage (%)	27,97	18,88	0,70	0,70	8,39	33,57	9,79	100



Temps passé pour la caractérisation

Tableau 18 Répartition de notre temps de présence et de travail pour le projet RVLapalud

Notre système de caractérisation des spécificités motrices KinectLAB est conçu à partir d'un capteur low-cost du commerce, très facile à s'approprier et à utiliser pour le développement dans le cadre de recherches et de ses applications. Grâce à ce système, le temps passé à la caractérisation des spécificités motrices et aux tests de l'interface avec l'utilisateur a représenté seulement 1h soit 1,4% du temps de travail passé sur ce projet. Avec notre processus de conception itératif, les séances d'apprentissage ont permis de réajuster en très peu de temps

l'interface de l'utilisateur mais aussi les compositions musicales afin d'obtenir le meilleur compromis entre les résultats sonores et les efforts physiques de l'utilisateur.

1.3.2. La création d'échanges musicaux pour tous

Ce projet s'est conclu par un concert avec au programme 15 chansons jouées dont 2 avec notre système MusiNECT (Figure 90).



Figure 90 La manipulation du système MusiNECT en concert

Le projet RVLapalud a permis des échanges riches, dans une ambiance de travail alliant plaisirs et exigences. Les témoignages¹³ des acteurs participant à l'organisation de ce projet sont très motivants et démontrent que la création de « *ces activités pour tous* » favorise la participation et le partage de la musique.

Hervé Lapalud (musicien)



« L'idée de ce projet a été de proposer à des étudiants en écriture d'harmonie, d'écrire des arrangements sur mes chansons. Le professeur d'écriture du conservatoire Benoit Dussauge a eu l'idée de proposer à ces étudiants ce travail. De fils en aiguilles, ces arrangements ont été proposés à l'orchestre du 2e cycle. A cela s'est rajouté ensuite un travail avec des classes de collèves et avec le groupe SAI qui est un groupe de personnes handicapées musiciennes

qui sont aussi intégrées au conservatoire. C'est un projet qui a démarré au mois d'octobre par la rencontre avec les étudiants en écriture. Ils ont eu plusieurs mois pour écrire des arrangements, mais aussi pour des rencontres. Ensuite l'orchestre a commencé à travailler début janvier à partir de ces arrangements. Mi-avril c'est la fin du projet avec un concert Salle Messiaen à Grenoble à guichet fermé. C'est une première pour moi avec des contraintes nouvelles de passer de la liberté de la forme chansonnière à une partition, un cadre, des règles. Mais on essaye aussi de faire passer un peu de liberté et de plaisir dans le cadre du conservatoire, de les bousculer un petit peu en toute gentillesse pour leur montrer que la musique a besoin de règles mais aussi qu'on les transgresse un petit peu. Ce qui est agréable, c'est qu'il est possible avec la musique de faire des projets différents donc pourquoi pas d'imaginer demain de travailler avec d'autres structures avec des écoles, des conservatoires...les portes sont ouvertes »

¹³ <http://vimeo.com/95888011> par Maureen Boissier, conceptrice d'outils de communication

Jacques Cordier (Association AE2M)

« Ce projet me paraissait important parce que je me suis dit qu'il nous donnerait, avec les musiciens handicapés, envie d'avancer. Il va nous permettre de rencontrer d'autres personnes et permettre de jouer avec des musiciens comme on dit valides. Tout ça se sont peut-être des termes pas très jolis « valide, handicapé » au bout du compte ce sont des musiciens. Des musiciens qui se rencontrent et qui ont une façon de jouer peut être différente.

Mais au bout du compte, ils peuvent jouer ensemble et c'est ça la magie de la musique. Quel que soit son niveau, son instrument, il y a toujours moyen de partager des moments de musique. Ce qui est magique, c'est quand on se retrouve tous ensembles sur un plateau, tous les musiciens et qu'on joue tout simplement ».

Benoit Dussange (Chef d'orchestre)

« Le grand intérêt dans ce projet, c'est la rencontre de tous ces jeunes qui sont très différent avec les valides et les handicapés déjà, mais aussi différentes classes d'âges avec des adultes dans l'orchestre et des très jeunes. Cette rencontre de personnes différentes, qui finalement grâce à la musique a permis de se retrouver tous ensembles sur scène ».

Judith Paquet (A l'initiative du projet)

« Rassembler des gens, partager des choses, des émotions, ça donne vraiment du sens à ma pratique et à mon enseignement. Je suis vraiment très contente et très fière d'organiser des projets comme ça, c'est vraiment le cœur même du mode de la vie ».

1.4.Synthèse

La première partie de ce chapitre a présenté une application du processus de conception CARACTH pour la génération d'interfaces virtuelles personnalisées aux possibilités gestuelles de son utilisateur. Grâce au projet RVLapalud, nous avons pu vérifier la bonne intégration de ces développements dans une situation d'usage en concert.

2. Etude NASA-TLX croisée de la solution générée

2.1. Objectifs

La deuxième partie de ce chapitre propose d'étudier les effets de la personnalisation des interfaces virtuelles du système MusiNECT sur la performance des utilisateurs. Nous souhaitons vérifier si la charge de travail de l'utilisateur est effectivement plus faible lorsqu'il manipule une interface

générée à partir de son propre modèle utilisateur. Nous avons appliqué l'étape 3.2 (Analyser les spécificités motrices), l'étape 3.3 (Créer un modèle utilisateur), l'étape 4.2 (Proposer une solution de conception) et l'étape 5 (Evaluation de la solution) pour vérifier cela.

Les activités ont été divisées en deux phases. La première phase consiste à caractériser les spécificités physiques de trois sujets et la génération d'une solution de conception pour chacun à partir de leur modèle utilisateur. Pour l'expérience, nous avons fait le choix de créer la situation de handicap avec des sujets valides. Les membres supérieurs de chaque sujet ont été attachés à l'aide de ficelles pour limiter et bloquer leur amplitude de mouvement lorsqu'il exécute une tâche. Ainsi, la situation de handicap de chaque sujet est différente mais suffisamment proche pour permettre d'effectuer la deuxième phase. Cette deuxième phase consiste en une évaluation des solutions de conception pour déterminer la pertinence de la personnalisation des interfaces générées. Cette évaluation a été réalisée à l'aide de la méthode Task Load Index (NASA-TLX). Cette évaluation a de plus été croisée, en faisant utiliser et évaluer chaque interface par les 3 utilisateurs.

Trois sujets S1, S2 et S3 ont participé à cette activité d'analyse. Le sujet S1 n'est pas capable de lever son bras au-dessus de son épaule (abduction de l'épaule inférieure à 90°). Le sujet S2 ne peut pas tendre son bras (extension du bras inférieure à 90°). Le sujet S3 ne peut bouger que son avant-bras, son bras est attaché à son tronc. Tous les sujets peuvent bouger leur main dans leur environnement. Il est donc possible d'effectuer une évaluation croisée des solutions de conception proposées.

Pour la phase de caractérisation des possibilités motrices des utilisateurs, chaque sujet a effectué l'Activité Primaire (AP) de peinture virtuelle avec sa main droite pendant une minute. Pendant ce temps de caractérisation, les positions de la main droite de l'humanoïde ont été sauvegardées dans des fichiers texte.

2.2. Les modèles utilisateurs et les solutions de conception

A partir des données de l'humanoïde sauvegardé pendant l'activité de peinture, un modèle utilisateur a été généré pour chaque sujet en utilisant la méthode par densitogramme avec une grille de 20x20 sections : modèle M1 pour S1, modèle M2 pour S2 et modèle M3 pour S3. La valeur de chaque section et une Mapcolor ont été calculées et générées avec le logiciel de calcul numérique Scilab. Les modèles utilisateurs M1, M2 et M3 sont représentés sur la Figure 91. Trois zones sur-sollicitées ont été définies pour S1 et S2, et deux zones pour S3. Les modèles utilisateurs montrent que S1 a plus d'amplitude que S2 et S3. Les zones sur-sollicitées de S1 sont plus espacées. Les zones sur-sollicitées de S3 sont plus basses que celles de S2.

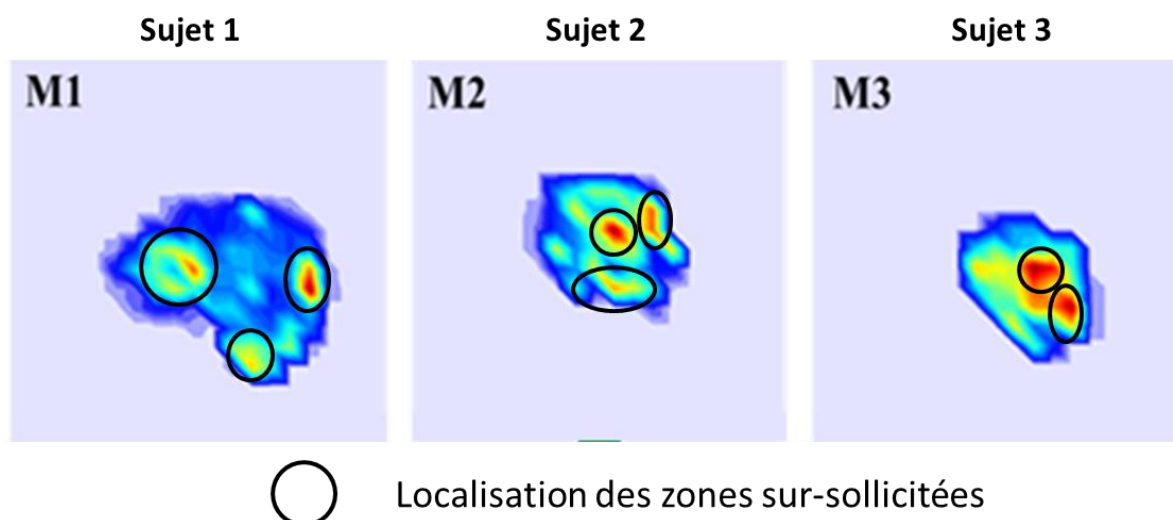


Figure 91 Les modèles utilisateurs générées pour les trois sujets

Au regard des modèles utilisateur générés, une solution de conception a été proposée pour chaque sujet sous forme d'une interface virtuelle : interface I1 pour S1, interface I2 pour S2 et interface I3 pour S3. Trois boutons virtuels ont été générés pour les sujets S1 et S2, et deux boutons virtuels pour le sujet S3 (Figure 92).

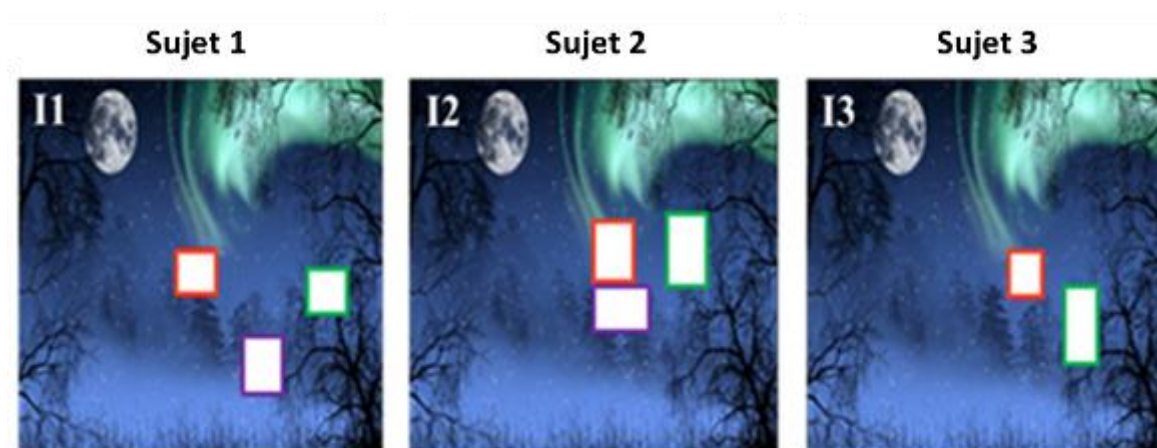


Figure 92 Les solutions de conception proposées au regard des modèles utilisateurs

2.3. Evaluation croisée de la charge de travail

Pour l'évaluation des solutions, nous souhaitons nous assurer que la solution de conception répond aux exigences en termes de charge de travail. L'échelle d'évaluation subjective NASA-TLX (voir partie 4.2.3 du chapitre 2) est utilisée comme outil à cette étape pour sa facilité de programmation et sa reproductibilité d'une expérience à une autre. Pour vérifier la pertinence de la personnalisation de nos interfaces sur la performance de l'utilisateur à réaliser la tâche, une évaluation croisée a également été réalisée. Les différents calculs sont décrits en Annexe 5 page 178 de ce manuscrit.

Chaque sujet a manipulé les trois solutions de conception I1, I2 et I3 pendant deux minutes. Dès qu'un curseur rentre dans un bouton virtuel, un son synthétisé est joué. Les sujets ne savent à

priori pas quelle est la solution de conception correspond à leur modèle utilisateur (test en aveugle). Chaque sujet a ensuite évalué séparément chaque interface avec l'échelle d'évaluation NASA-TLX. La méthode a impliqué de demander aux sujets d'évaluer, par un questionnaire, les six composantes NASA-TLX (sur les tâches et actions réalisées). Pour les sujets, ces composantes n'ont pas la même importance. Le principe de la méthode a été ensuite de comparer les composantes deux à deux. Le sujet a choisi celle qui a le plus d'influence sur sa charge de travail. De cette procédure, il a été possible de déduire un score global NASA-TLX, compris entre 0 et 1, d'un sujet mobilisant une interface. Les Figure 93, Figure 94, Figure 95 montrent respectivement pour les sujets S1, S2 et S3 l'évaluation de chaque composante NASA-TLX sur les trois solutions de conception I1, I2 et I3 : exigences mentales (M), exigences physiques (P), exigences temporelles (T), performance (Pe), effort (E) et frustration (F). Les composantes M, P, T, E et F sont notées de Faible (score 0) à Elevée (score 1).

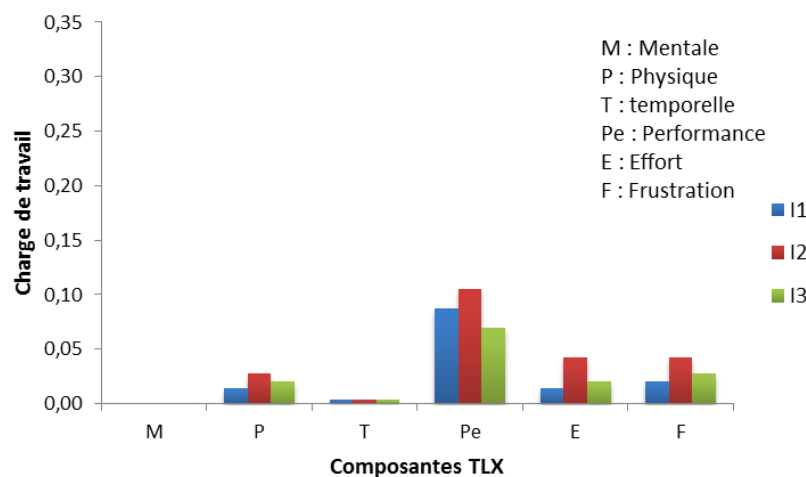


Figure 93 Evaluation de chaque composante NASA-TLX par le sujet S1 pour les trois interfaces

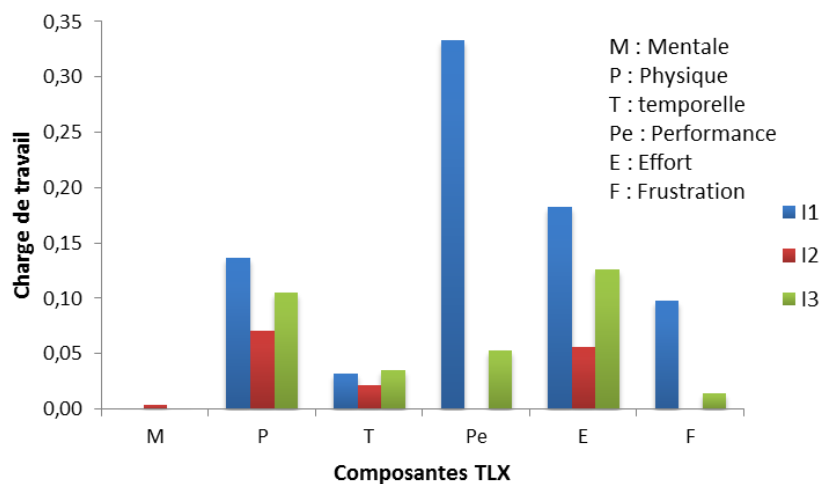


Figure 94 Evaluation de chaque composante NASA-TLX par le sujet S2 pour les trois interfaces

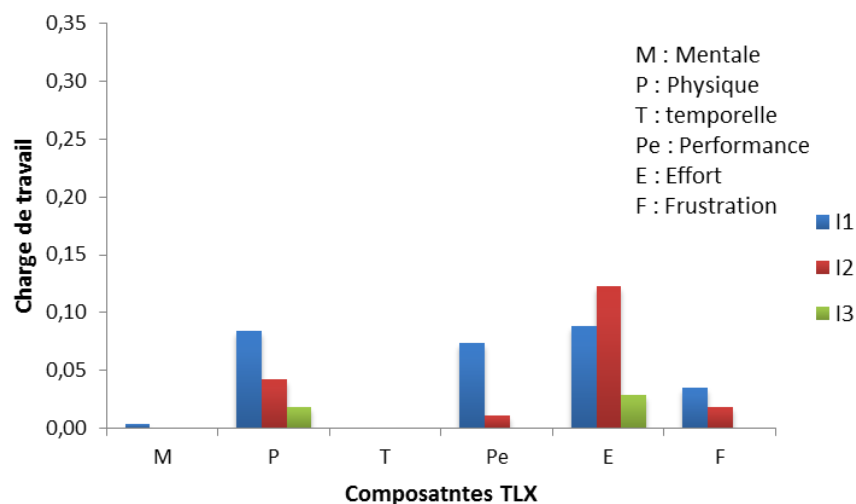


Figure 95 Evaluation du sujet S3 de chaque composante NASA-TLX pour les trois interfaces

La composante Pe est notée de Bonne (score 0) à Mauvaise (score 1). La Figure 96 représente les résultats de l'évaluation croisée de la charge de travail pour chaque solution de conception générée à partir des résultats de chaque composante NASA-TLX et des regroupements par paire. A chaque interface est associée la valeur de la charge de travail correspondante à chaque sujet.

Les valeurs des composantes NASA-TLX M, P, T, E et F sont plus faibles pour les interfaces générées à partir du propre modèle utilisateur du sujet (I1 pour S1, I2 pour S2 et I3 pour S3). Ces résultats démontrent que notre modèle utilisateur est pertinent pour assister la conception d'interfaces personnalisées. Pour la composante Pe, le sujet S1 a considéré que sa performance était meilleure avec l'interface I3. La raison invoquée par S1 pour préférer I3 à I1 était qu'il considérait que le bouton virtuel en haut à gauche de l'interface I1 était un peu trop à gauche. Par contre, S1 déclare ne pas être frustré pour manipuler l'interface générée à partir de son modèle et les efforts pour réaliser ses tâches apparaissent plus faibles. Pour S2 et S3, la performance la meilleure correspond avec l'utilisation de leur propre interface. Finalement, les résultats montrent que chaque sujet a évalué l'interface générée à partir de son modèle utilisateur comme la plus efficace en charge de travail.

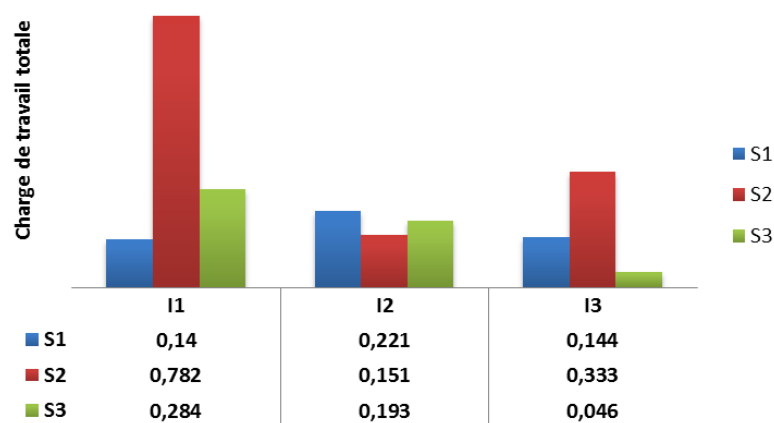


Figure 96 Evaluation croisée de la charge de travail pour chaque interface

2.4. Synthèse

Certaines étapes du processus de conception CARACTH ont été appliquées lors de cette analyse. Cette expérience menée en laboratoire nous a permis de mettre en œuvre la méthode NASA-TLX. Elle est facilement programmable et évalue en même temps les composantes physiques et mentales de la charge de travail. L'étude menée nous permet de conclure que notre processus de conception construit à partir de caractérisation des possibilités motrices génère des solutions qui apportent satisfaction aux utilisateurs. Une AP simple et rapide comme la peinture virtuelle, associée à une analyse à base de densitogramme permet de caractériser de manière pertinente les meilleures emplacements à retenir pour la création d'interfaces personnalisées.

3. Conclusion

Ce chapitre a présenté une application de notre processus de conception CARACTH, une intégration de nos développements pour l'expression musicale au cours d'un concert et une étude permettant d'évaluer la pertinence de la personnalisation des solutions conçues à l'aide de notre processus de conception.

La première partie a montré que les propositions des chapitres précédents ont facilité l'enchaînement des étapes de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables. Les aides techniques créées ont été en particulier personnalisées au niveau de leurs interfaces virtuelles avec l'utilisateur en situation de handicap. Cette première partie a également relaté l'intégration naturelle de nos développements dans une situation d'usage en concert. La création de jeux musicaux pour tous a permis de mélanger des musiciens valides et des musiciens en situation de handicap pour partager un moment musical très riche dans une ambiance de travail où les émotions et le plaisir étaient au rendez-vous.

La deuxième partie de ce chapitre a étudié les effets de la personnalisation des interfaces sur la performance et plus précisément sur la charge de travail de l'utilisateur à réaliser la tâche. A cette fin, une évaluation NASA-TLX sur la performance et la charge de travail de 3 utilisateurs en situation de handicap différente a été menée. Cette évaluation a de plus été croisée, en faisant utiliser et évaluer chaque interface par les 3 utilisateurs. Les résultats expérimentaux trouvés vont dans le sens de notre démonstration car les interfaces créées qui ont obtenu le meilleur score NASA-TLX sont celles spécifiquement créées pour l'utilisateur évaluateur.

6. APPORTS DE RECHERCHE ET PERSPECTIVES

L'autonomie représente la capacité d'une personne à manipuler un produit pour effectuer une activité de la vie quotidienne. Mais, une déficience des facultés motrices des membres inférieurs et/ou supérieurs va affecter cette autonomie avec de significantes répercussions sur la vie des personnes. Pour la retrouver, une évaluation des spécificités motrices de l'individu est nécessaire lors d'une rééducation pour suivre le rétablissement de la fonction moteur déficiente. De la même façon, dans le domaine de la conception, nous avons vu que la caractérisation de ces spécificités motrices est fortement utile pour concevoir des produits adaptés aux capacités motrices de l'utilisateur. Dans notre contexte, ces produits sont des instruments de musique comprenant les systèmes personnalisés pour participer à des échanges musicaux et des concerts. Dans ces travaux, nous revendiquons principalement une analyse des spécificités motrices des usagers et une modélisation de l'Interaction Sujet-Instrument de musique. Ces deux éléments ont été intégrés dans une méthodologie de conception permettant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables. L'application de cette méthodologie a abouti à la proposition de systèmes adaptés aux capacités motrices mais aussi à l'environnement de l'utilisateur. Leurs utilisations ont permis de créer des activités socioculturelles en intégrant ensemble des personnes en situation de handicap et valides dans des échanges musicaux et aussi en concert.

Notre démarche repose sur la création d'expérimentations menées en parallèle au sein du laboratoire G-SCOP et sur les terrains d'études avec différentes institutions. Elle vise à étudier la conception de produits adaptés aux capacités motrices d'une personne en situation de handicap moteur. Plus particulièrement, nous recherchons à améliorer les produits en cours de conception de l'association AE2M pour permettre la pratique musicale pour les personnes en situation de handicap. Notre méthodologie repose sur le principe d'intégrer la caractérisation des spécificités motrices de l'utilisateur dans un processus de conception. Ce principe impacte notamment :

- la redéfinition des étapes du processus de conception,
- le choix d'outils théoriques et technologiques permettant de caractériser les spécificités motrices des utilisateurs dans des situations contraignantes,
- l'enchaînement aisé de la caractérisation vers les propositions de conception de systèmes personnalisables.

Pour y parvenir, nous avons observé qu'il fallait d'abord très bien connaître le contexte de ce travail de recherche. Le chapitre 1 a dressé une vision assez large et une conceptualisation commune de ce qu'est le handicap. En raison de nombreux déplacements entre le laboratoire et le terrain, il était primordial de comprendre les objectifs et les pratiques des acteurs extérieurs au laboratoire et concernés par ce travail de thèse. Ces analyses préliminaires ont permis de mieux

anticiper les interactions et comprendre les enjeux complémentaires exigés par tous les acteurs lors de nos travaux collaboratifs.

L'état de l'art dans le chapitre 2 a mis en évidence les travaux de recherches au sujet des approches de conception dans le domaine du handicap. Nous avons constaté les apports positifs des approches centrée utilisateur, de la conception modulaire et des approches de conception intégrant une l'analyse des capacités motrices de utilisateurs dans un processus de conception. Les aspects théoriques sur l'Interaction Homme Machine dans un contexte musical et les instruments de musiques augmentés ont été étudiés afin qu'ils soient appliqués dans ce travail. Un bilan des outils théoriques et technologiques pour analyser les capacités motrices d'un sujet nous a permis de sélectionner les éléments pertinents à intégrer dans notre processus de conception. Nous proposons ci-après de synthétiser nos apports de recherche issus des chapitres 3, 4 et 5.

1. Apports de recherche : la conception de systèmes personnalisables facilitant la pratique musicale instrumentale

1.1. Apports méthodologiques : une méthodologie intégrant la caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs

L'objectif principal de nos travaux de recherche était de contribuer à l'établissement d'une démarche de conception de produits centrée sur les capacités motrices d'un utilisateur en situation de handicap. L'innovation de la méthode de conception CARACTH que nous avons proposée est de s'inspirer des étapes de la Conception Centrée Utilisateur (dont l'apport est d'améliorer l'utilisabilité comme facteur de qualité) en intégrant un modèle Individu-Produit-Participation, les avantages de la conception modulaire et une étape consistant à caractériser les spécificités motrices des usagers. Des critères ont été définis pour adapter notre méthodologie et pour faciliter cette caractérisation en vue de l'appliquer sur des terrains d'études plus contraignants que ceux rencontrés en laboratoire.

L'application du processus CARACTH pour la conception du système MusiNECT (chapitre 5 de ce manuscrit) a montré que la caractérisation des spécificités motrices a permis d'obtenir des éléments essentiels sur les performances de l'utilisateur pour effectuer des mouvements dans son environnement. Ces informations ont été pertinentes pour proposer des systèmes personnalisables aux possibilités gestuelles de l'utilisateur et qui répondent à nos critères d'utilisabilité. Les outils déployés pour la caractérisation des spécificités motrices ont la particularité d'être adaptés pour des études de terrain présentant des contraintes de temps importantes et des moyens financiers limités. Notre modèle IPP a contextualisé le produit à concevoir autour de la situation de handicap. Il a permis une meilleure identification des éléments constitutifs de la situation de handicap pour mieux spécifier le contexte d'utilisation et les exigences de l'utilisateur. L'évaluation croisée couplée à la méthode d'évaluation subjective de la

charge de travail NASA-TLX nous a permis de vérifier la pertinence de la personnalisation des systèmes. En appliquant notre méthodologie de conception intégrant la caractérisation des spécificités motrices, nous avons proposé des solutions personnalisables en améliorant la performance de l'utilisateur pour exécuter une tâche.

1.2. Apports technologiques 1 : conception d'un système innovant de mesure des capacités motrices

L'état de l'art a montré l'existence d'une variabilité de modèles théoriques et d'outils technologiques pour décrire, modéliser et mesurer les actions physiques d'un sujet lorsqu'il exécute une tâche. En plus d'être les solutions les moins onéreuses, les systèmes de capture de mouvement optique sans marqueurs présentent des avantages incontestables. Nous avons observé que la Kinect de Microsoft correspondait à l'ensemble de nos attentes pour être utilisée comme un outil technologique de capture de mouvement. Malgré cela, des tests supplémentaires étaient nécessaires pour évaluer ce capteur dans des situations d'usages contraignantes (comme celui du handicap et les utilisateurs en fauteuil roulant).

Nous avons conçu et développé un système de mesure nommé KinectLAB (voir 1 du chapitre 4) et expérimenté son usage dans notre contexte de travail (voir 2 du chapitre 4). Des expérimentations au C.E.R.A.H à Metz ont permis de proposer des conditions d'utilisation de notre système KinectLAB avec un usager en fauteuil roulant. Le travail en collaboration avec le Centre Hospitalier Universitaire Michallon de Grenoble a permis de démontrer la pertinence technologique du système KinectLAB pour mesurer les capacités motrices des personnes en situation de handicap. L'utilisation de modules d'usage permet au système KinectLAB de s'adapter au contexte et aux objectifs de la caractérisation des spécificités motrices. Nous avons observé dans le chapitre 2 que la motivation du sujet pouvait impacter sur la pertinence des données récupérées ainsi que sur la programmation de la planification de ses mouvements. Ainsi, notre système KinectLAB propose des activités ludiques dans un environnement confortable et sécuritaire pour analyser les actions physiques d'un sujet.

1.3. Apports technologiques 2 : faciliter la conception d'aides techniques pour jouer de la musique

Dans le cadre des produits à destination des personnes en situation de handicap, nous avons montré la pertinence d'une architecture produit modulaire distinguant un produit de base et des modules spécifiques personnalisables. Cette proposition d'architecture permet plus de souplesse pour répondre à de nouveaux besoins et ajoute de l'adaptabilité au produit de base. Dans le chapitre 3, une architecture produit modulaire couplée à notre modélisation de l'Interaction Sujet/Instrument de musique permet de décomposer nos systèmes personnalisables pour la pratique musicale en trois sous ensemble. Le système de détection personnalise le produit aux capacités motrices de son utilisateur, le système de commande au jeu musical et le système opératif aux résultats sonores. Nous avons appliqué cette architecture produit modulaire dans les produits MEM2 et MiniMEMs pour faciliter la conception de systèmes adaptés pour la pratique

musicale. Les commentaires des utilisateurs (personnes en situation de handicap et musiciens professionnels) sur le résultat sonore et les modes de jeu proposés sont très positifs. Nous avons observé que notre modélisation de l'Interaction Sujet/Instrument de musique et notre structure produit permettent également le déploiement d'une approche pédagogique auprès des concepteurs qui souhaitent développer ces systèmes bien spécifiques.

Le toucher de l'instrument par le musicien implique depuis longtemps une culture du geste instrumental. Mais ces typologies de gestes comme les gestes de production du son ne sont pas adaptées pour un musicien dont les capacités motrices sont réduites. Ainsi, nous avons proposé et adapté une modélisation de l'Interaction Homme Machine dans le domaine musical et du handicap. A partir de cette modélisation, les possibilités gestuelles de la personne en situation de handicap sont définies comme un geste de production du son.

1.4. Apports humains : la pratique musicale pour tous

Des situations d'échanges musicaux pour tous ont été créées. L'implication d'une équipe pluridisciplinaire avec l'association AE2M, le conservatoire de Grenoble, des musiciens intermittents et des ingénieurs a permis d'intégrer, en concert lors d'échanges musicaux, les personnes valides et en situation de handicap, novices et professionnelles. Les échanges et moments musicaux très riches, dans une ambiance de travail où les émotions étaient présentes, ont favorisé la participation et le partage musical pour jouer ensemble tout simplement. Pendant cette thèse, des activités musicales régulières ont été proposées dans des centres d'accueils mais aussi dans des instituts et écoles spécialisées.

1.5. Apports sur l'axe Individu-Produit-Participation

La Figure 97 résume l'application de ce travail de thèse sur l'ensemble de l'axe IPP. Elle positionne la caractérisation des spécificités motrices entre l'individu et le produit pour identifier les possibilités gestuelles de l'individu. Elle positionne aussi notre modélisation de l'interaction Sujet-Instrument de musique entre le produit et la participation pour intégrer nos solutions de conception dans son contexte d'usage.

Ce travail de thèse a contribué à améliorer l'autonomie d'une personne sur l'ensemble de l'axe Individu – Produit – Participation (Figure 97) : **Un musicien en situation de handicap moteur (*Individu*) a joué de la musique avec le système personnalisable MusiNECT (*Produit*) pendant le concert du projet RVLapalud (*Participation*).**

De la caractérisation vers la conception de systèmes personnalisables

Application dans un projet de conception (Chapitre 5)

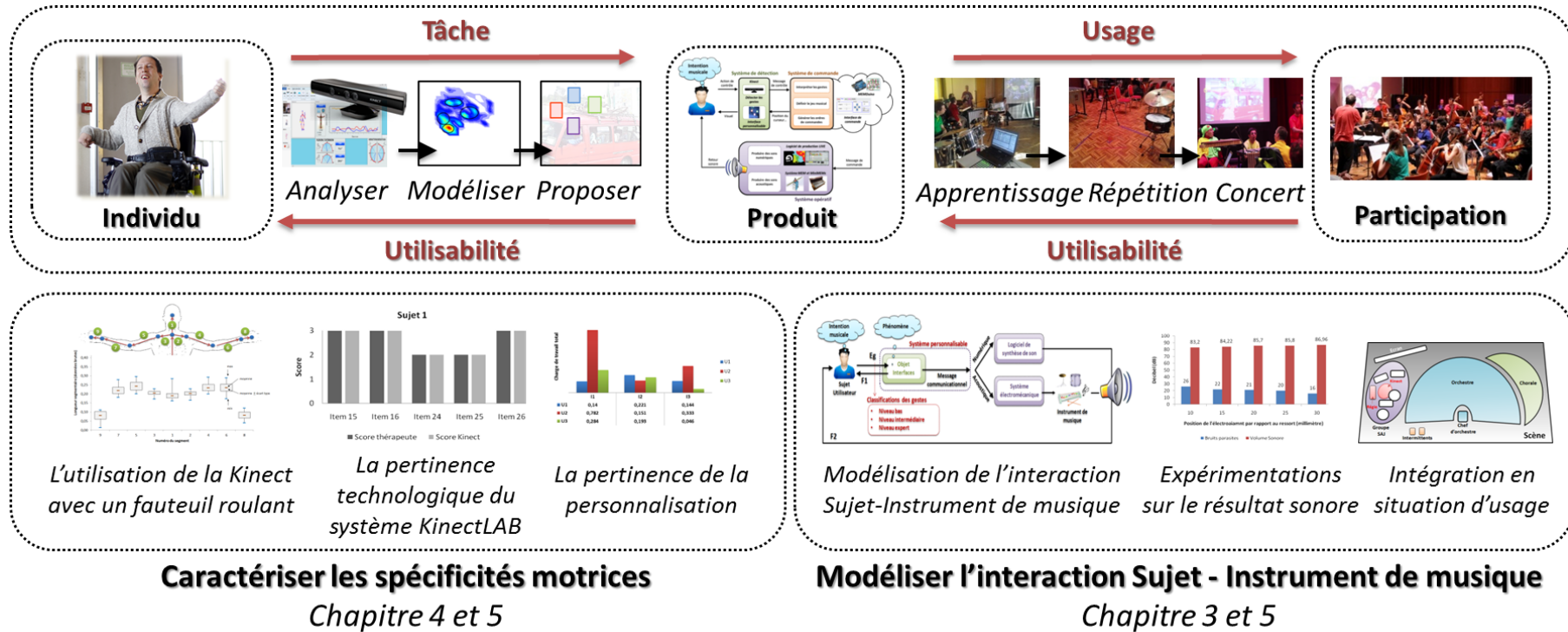


Figure 97 L'application de ce travail de thèse sur l'axe IPP

2. Perspectives

Lors de nos expérimentations, nous avons commencé à explorer d'autres voies complémentaires qui mériteraient d'être approfondies dans d'autres travaux de recherche. Nous proposons de les présenter en deux parties : ingénierie et médical.

2.1. Perspectives dans le domaine de l'ingénierie

A court terme, l'étape suivante de notre étude sera d'appliquer notre méthodologie CARACTH dans d'autres projets de conception et avec un plus large panel d'utilisateurs en situation de handicap. Il serait bon de développer de nouveaux outils théoriques et technologiques afin de compléter notre « *bibliothèque d'outils* » pour la caractérisation des spécificités motrices. Nous avons commencé à développer d'autres systèmes de mesure. Nous avons utilisé la technologie de la Balance Board Wii de Nintendo pour obtenir une plate-forme de force low-cost. Nous nous sommes de même intéressés au capteur Leap Motion pour obtenir des informations sur les mouvements des doigts d'un individu. Ces applications nous permettront d'obtenir des éléments supplémentaires mais aussi complémentaires pour faciliter l'enchaînement de cette caractérisation vers la conception de systèmes personnalisables dans d'autres contextes d'ingénierie de conception. Après cela, il sera fort intéressant à long terme d'évaluer comparativement notre méthodologie de conception CARACTH avec d'autres approches de conception d'aides techniques. Nous sommes bien conscients qu'expérimentalement cette étude sera difficile à mettre en œuvre en raison de la constitution du panel de concepteurs participant à cette évaluation. Chaque concepteur possède des connaissances et des compétences individuelles propres à ses expériences personnelles et professionnelles. Une réflexion importante portera ainsi sur la constitution de ce panel de concepteurs.

Dans notre contexte de travail, les gestes qui n'ont pas de rapport direct avec l'instrument de musique peuvent devenir des gestes de production. Dans le projet RVLapalud, les possibilités gestuelles comme les gestes à nu de l'utilisateur lui ont permis de produire des sons synthétisés avec un minimum d'effort physique. Au niveau des fonctions du geste instrumental, défini comme un moyen communicationnel à double sens (émission et réception), ce travail de thèse s'est concentré principalement sur l'émission d'informations par les actions physiques de l'utilisateur. Une réflexion importante doit ainsi être portée sur l'intégration de la réception d'information tactilo-proprio-kinesthésique par l'utilisateur pour obtenir un geste instrumental complet et riche. Il serait intéressant d'intégrer par exemple des solutions technologiques de retour haptique dans nos futurs développements de systèmes musicaux. Cet axe exploratoire fait notamment partie de l'élaboration d'un projet ANR avec le laboratoire ICA et l'ACROE à Grenoble, déposé en septembre 2014.

2.2. Perspectives dans le domaine du médical

Lors de nos expérimentations au CHU Michallon de Grenoble, nous avons retenu certaines contraintes des thérapeutes pour la passation de la MFM. En plus de la demi-heure de consultation, le praticien se doit de renseigner une masse importante d'informations sur les performances du patient dans les bases de données pour des analyses a posteriori, plus ou moins loin dans le temps. Pour les patients, le bilan moteur ne représente pas forcément un moment agréable (comme toute autre consultation en rapport avec leur maladie), puisqu'il s'agit de faire le point sur les pertes fonctionnelles. Notre implication lors des bilans moteurs de la MFM met en avant les avantages de l'utilisation de notre système KinectLAB vers une évolution des phases d'évaluations cliniques. Pour les professionnels du médical, il existe un temps de post-traitement qui est très chronophage. La possibilité de créer une base de données des mesures pour les thérapeutes présente un avantage considérable. L'utilisation du système KinectLAB permet aussi d'enregistrer des informations beaucoup plus complètes sur les performances physiques des patients. Elle permettrait de faciliter la capitalisation des données ainsi que leurs exploitations a posteriori. Lors de nos expérimentations au CHU, nous avons proposé aux 3 sujets un espace expérimental confortable et sécuritaire. Nous avons préparé des démonstrations d'applications dérivées de l'utilisation de la Kinect comme le scanner 3D, des jeux ou des interfaces augmentées. Lors de ces activités, les patients ont considérablement modifiés leur comportement vis-à-vis des objectifs finaux de la passation d'un bilan moteur

Proposer une MFM à un sujet suppose la disponibilité d'un thérapeute qualifié. Malheureusement, même à travers des sessions de formation MFM standardisés, certaines variabilités dans l'évaluation des items de la MFM subsistent, et sont fonction de l'évaluateur. Une des perspectives consisterait à utiliser notre système KinectLAB pour mesurer quantitativement la limitation de l'activité du sujet tout en évitant la caractéristique hasardeuse de la conformité des évaluations des humains et de valoriser les sujets pour l'évaluation. Il serait intéressant de proposer à la communauté internationale une MFM plus précise et reproductible qui serait utilisée systématiquement en essai clinique. L'originalité de cette perspective est l'aspect de transcription de cette recherche avec des cliniciens et des chercheurs en génie industriel afin de réduire la variabilité de l'évaluation en proposant un protocole d'évaluation innovant du protocole MFM. Nous avons débuté un processus de transfert de compétence avec deux ingénieurs informaticiens du laboratoire G-SCOP. Il leur permettra d'effectuer la mise à jour du système KinectLAB avec la nouvelle version de la Kinect V2 et de développer des modules d'usages adaptés au contexte de cette perspective dans le domaine du médical.

7. ANNEXES

1. Paramétrages et évaluations de la MEM2

Des expérimentations ont permis de déterminer certains paramètres pour une bonne utilisation du système MEM2 (Figure 98). Pour déterminer ces paramètres, les tests ont été réalisés dans une pièce dont le bruit ambiant est faible. Un tambour a été utilisé comme instrument de musique. Le boîtier comprenant l'électroaimant est fixé sur un pied de cymbale réglable en hauteur. Pour mesurer le niveau sonore de la frappe de mailloche, un sonomètre a été posé près du tambour. Pour la commande de l'électroaimant, la carte de commande n'étant pas encore livrée, un module Arduino a été utilisé pour générer les signaux de commande permettant de tester les paramètres variables. Ces signaux sont ensuite amplifiés pour fournir le signal de puissance nominale pour l'électroaimant.

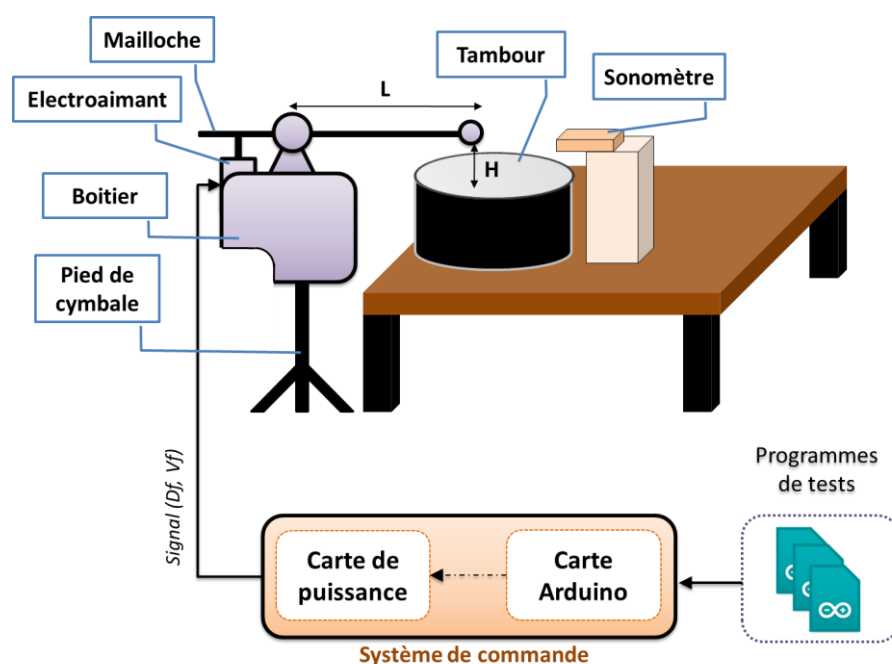


Figure 98 La procédure expérimentale pour les tests du système MEM2

La mailloche est montée sur le boîtier de façon telle que la distance entre son embout et l'axe de pivot est égale à 210 millimètres (voir L sur Figure 98). Cette longueur a été choisie et validée par le musicien. La distance entre l'embout de la mailloche et la membrane du tambour est réglable à l'aide du pied de cymbale. En théorie, si la hauteur (voir H sur Figure 98) est trop grande, la mailloche ne touche pas l'instrument. Mais si elle est trop petite, l'embout de la mailloche n'atteint pas une vitesse assez grande pour donner un son suffisamment fort. Il est nécessaire de trouver la bonne hauteur entre la mailloche et l'instrument pour obtenir le bon résultat sonore.

Pour les tests de la hauteur H, nous avons utilisé une durée de frappe de 80ms et une vitesse de frappe à 100% du régime maximal. Ces paramètres ont été déterminés avec les musiciens de l'association AE2M. La Figure 99 montre la mesure du niveau sonore de la frappe de la mailloche

sur le tambour pour différentes hauteurs H comprises entre 30mm et 55mm. Les résultats montrent que le système MEM2 a fourni le volume sonore le plus élevé pour une hauteur H de 45 et 46 mm.

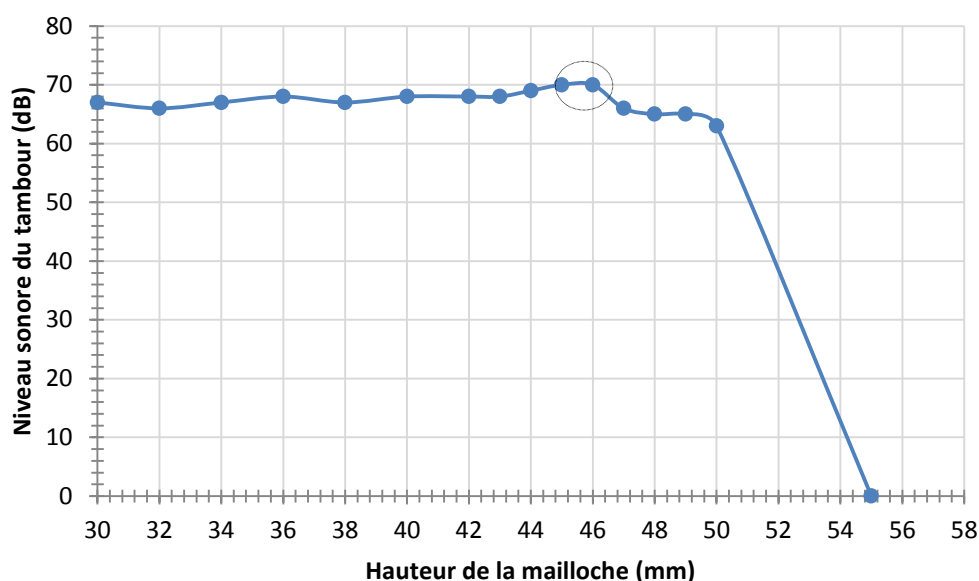


Figure 99 Le volume sonore en fonction de la hauteur entre l'extrémité de la mailloche et le tambour

Cette valeur de H a été utilisée pour étudier l'influence de la durée de la frappe sur le volume sonore. La Figure 100 montre les résultats du volume sonore en fonction de la durée d'une frappe. Nous constatons que le système MEM2 produit un son à partir d'une durée de frappe de 42ms. Par contre à partir de 100ms, l'électroaimant produit des bruits parasites important causé par le champ électromagnétique à l'intérieur de la bobine. Il convient ainsi d'utiliser une durée de frappe comprise entre 45ms et 90ms. Selon les musiciens, le résultat sonore est convenable dans cette plage de durée.

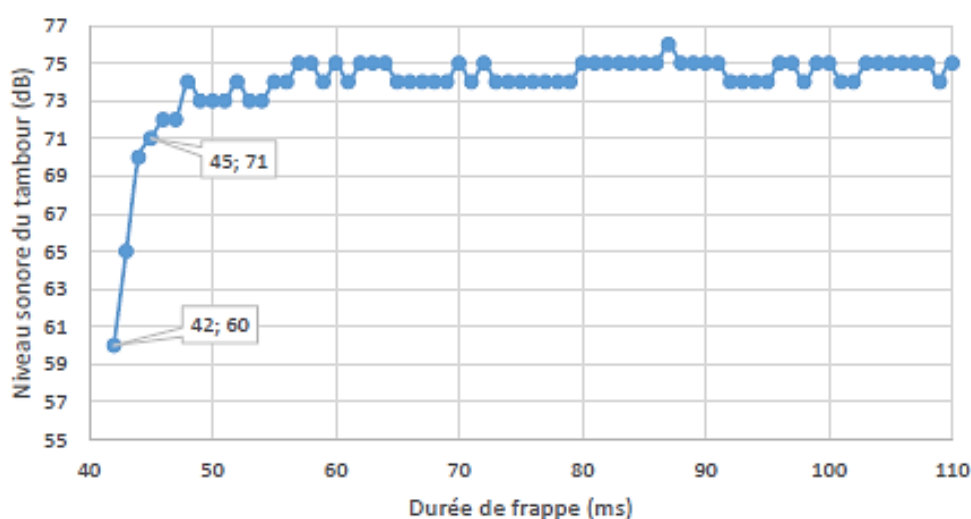


Figure 100 Le volume sonore en fonction de la durée d'une frappe

En plus des paramètres de la hauteur H entre l'embout et la mailloche et l'instrument et de la longueur L entre l'embout de mailloche et l'axe de pivot, nous avons identifié les paramètres du

signal de commande à générer. La durée de la frappe correspondant à la durée d'alimentation de l'électroaimant est importante pour obtenir un résultat sonore en accord avec les exigences des musiciens. En théorie, si sa valeur est trop courte, l'électroaimant n'est pas assez alimenté pour permettre la frappe de la mailloche sur l'instrument. Par contre si la durée est trop longue, la mailloche reste en contact sur l'instrument et le son est ainsi amorti. De plus, lorsque la tige de l'électroaimant reste poussée, des bruits parasites sont causés par le champ électromagnétique de l'électroaimant. Il est nécessaire de trouver la bonne durée d'alimentation de l'électroaimant pour que la mailloche puisse frapper sur l'instrument avec un bon résultat sonore et sans bruits parasites.

Pour les premiers tests de tempo, les paramètres $L=210\text{mm}$, $H=45\text{mm}$ ont été fixés. Cependant pour des frappes très rapides, de nombreux chocs sont produits entre la mailloche et la tige de l'électroaimant. Après réflexions avec les musiciens de l'association AE2M, la hauteur H a été modifiée à 40mm pour contourner ce dysfonctionnement et supprimer ces bruits parasites. Des tempos de 60 à 800 ont été testés avec pour chacun une variation de la frappe entre 45ms et 100ms (avec un incrément de 5ms). Le tempo (nommée T_p) est le nombre de frappes (nombre de notes noires) par minute. La période d'une note noire comprend une durée de frappe et une durée de pause. Cette période est calculée par la fonction $60000/T_p$. Puisque la mailloche possède une inertie importante, il n'est pas possible de la faire basculer à haute fréquence. C'est donc nécessaire de trouver la limite supérieure de tempo pour éviter les chocs physiques entre la tige de l'électroaimant et la mailloche. Ce paramètre est indispensable afin de générer des mélodies et un résultat sonore convenable. Pour chaque test, le niveau sonore de frappe a été mesuré et nous avons vérifié si ces paramètres n'engendraient pas de bruits parasites sur le système. Selon le Tableau 11, le tempo maximal demandé est de 200. Cependant, pour réaliser le mode 9 « quatre doubles - noire » au tempo de 200, il faut que la mailloche frappe avec une fréquence de 800 fois par minute. C'est ainsi que les tests ont été réalisés avec une valeur de tempo jusqu'à 800. Pour éviter d'endommager l'électroaimant, 5 frappes successives ont été effectuées et avec une attente de 15 secondes pour chaque configuration de tempo et de durée de frappe. Ce temps d'attente permet aussi de faciliter la notation des résultats et des remarques éventuelles.

Les expérimentations ont montré qu'il est possible d'obtenir avec le système MEM2 un nombre maximum de frappes par minute de 720. Le fonctionnement au-delà de cette valeur entraîne des bruits parasites. Avec ce réglage, tous les modes de jeu peuvent être réalisés avec un tempo au maximum de 180. De ce résultat, nous en avons déduit la durée d'une frappe de la mailloche en fonction de la période entre deux frappes successives. La Figure 101 montre la configuration du signal de commande de la MEM2.

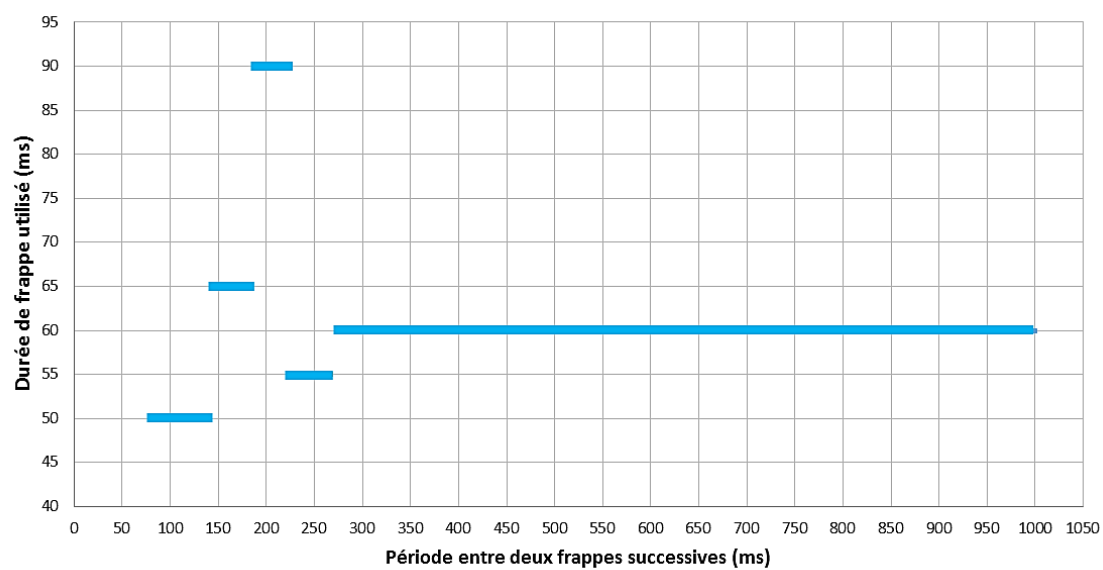


Figure 101 La configuration de la durée d'une frappe en fonction de la période de temps entre deux frappes successives

2. Paramétrages et évaluations de la MiniMEMs

Pour le choix du capteur piézoélectrique, un protocole expérimental a été défini. Il a été proposé d'étudier la sensibilité de trois capteurs. Ils sont différents en taille et en forme : deux circulaires (Multicomp et Murata) et un rectangulaire (Prowave). Les trois capteurs ont été disposés en arc de cercle à égale distance d'une zone de perturbation (zone de frappe). Dans cette zone, des poids différents sont jetés d'une même hauteur d'origine pour simuler les actions de contrôle d'un utilisateur. La sensibilité est mesurée à l'aide d'un oscilloscope. L'amplitude du signal en volt est mesurée lorsque le poids entre dans la zone de perturbation (Figure 102). Pour un poids de 500 grammes, Murata donne un signal de 30,2 volts, Multicomp 9,8 volts et Prowave 2,9 volts. Multicomp dépasse 5 volts pour un poids supérieur à 120 grammes et Murata pour quelques grammes. Cependant, Prowave ne dépasse jamais cette valeur. A partir de ces résultats, le capteur Murata est le plus sensible des trois.

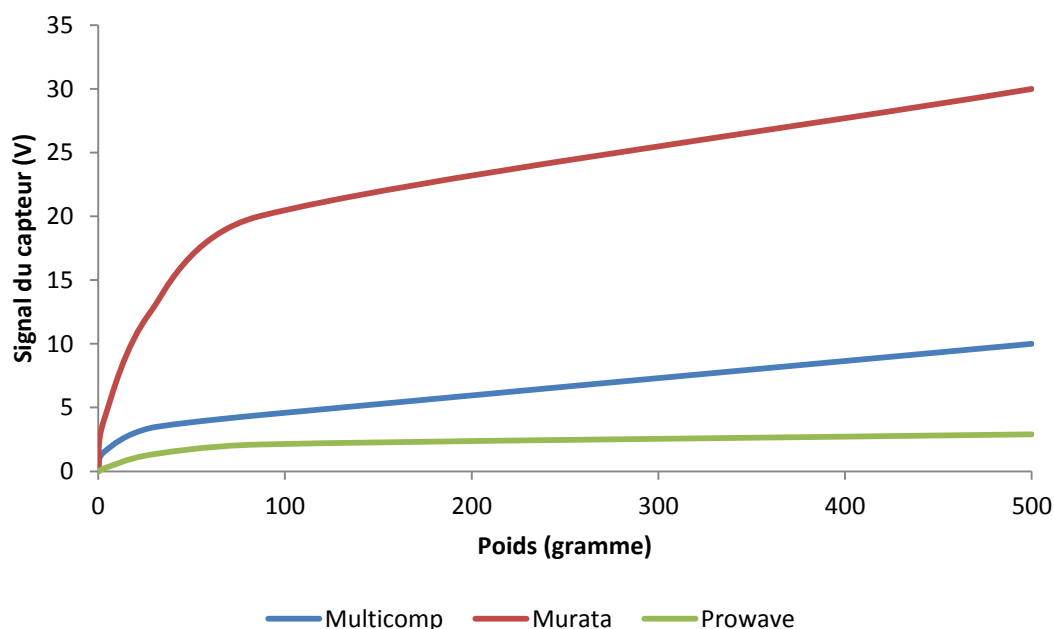


Figure 102 Comparaison de la sensibilité entre trois capteurs piézoélectriques

Des expérimentations ont été définies pour valider le concept d'une MiniMEM. Deux principales caractéristiques ont été évaluées : le niveau des bruits parasites provenant du système mécanique et le volume sonore émis par la frappe de la mailloche, en fonction de la distance de l'électroaimant par rapport au ressort (Figure 103). Pour chaque essai, aucun temps de latence n'a été constaté. Le montage de l'électroaimant à 30 mm du ressort procure les meilleures performances. En effet, les bruits parasites sont plus faibles (16 dB). De plus, le volume sonore de la frappe de la mailloche sur les lames du métallophone est bien meilleur (86,96 dB) que pour les autres configurations.

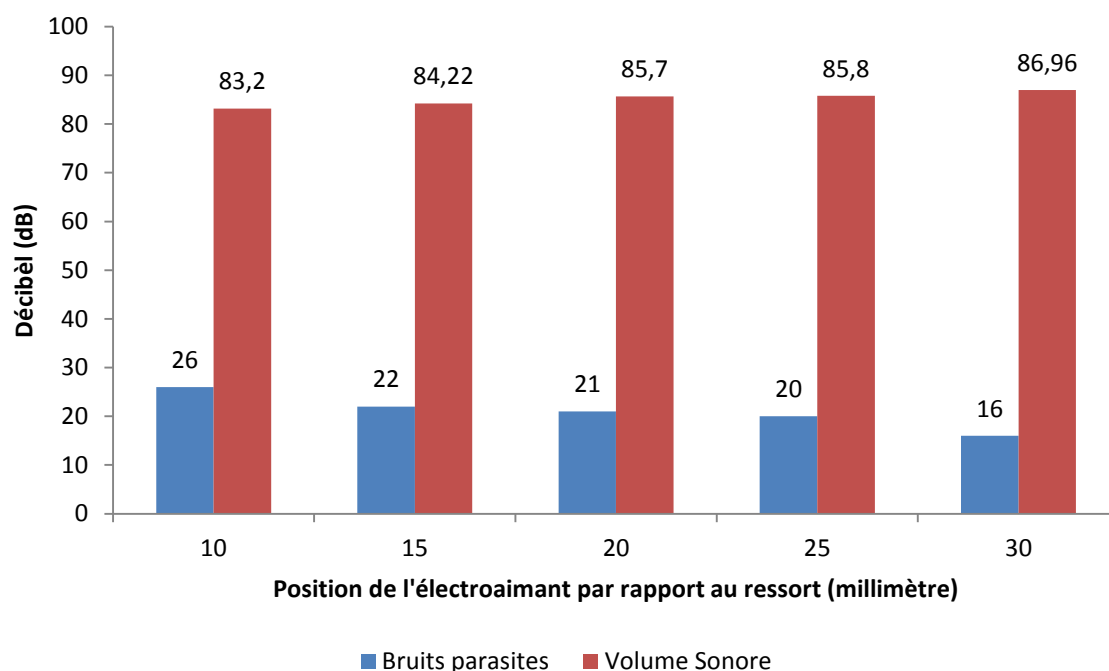


Figure 103 Etude des bruits parasites et du volume sonore en fonction de la position de l'électroaimant par rapport au ressort

Les résultats précédents ont fourni une évaluation quantitative du système MiniMEMs. Les informations suivantes fournissent des résultats qualitatifs par les musiciens de l'association AE2M. Pour le système de détection, le principe de la pince piézoélectrique ne choque pas les musiciens et paraît selon eux une bonne alternative aux contacteurs du commerce. En effet, les contacteurs nécessitent de la part des utilisateurs un déplacement d'une partie du corps (main par exemple) dans l'espace, couplé à une précision du geste pour atteindre cette « cible ». La pince piézoélectrique s'intègre plus naturellement dans l'environnement de l'utilisateur. Elle ouvre des champs artistiques liés au visuel mais aussi à la symbolique musicale (force de frappe par exemple). Le système opératif a été présenté aux musiciens de l'association AE2M. Ils sont en accord avec les résultats obtenus et valident le concept de la MiniMEM. Le son est bon et assez puissant sans avoir besoin de l'amplifier mais tout dépend du lieu et des autres instruments de musiques associés. Les bruits parasites de la partie mécanique ne sont pas perceptibles par les musiciens.

3. Calcul des données de l'humanoïde du système KinectLAB

3.1. Calcul de la vitesse des articulations

$$RealJoint.Velocity_{xN} = \frac{(RealJoint.Position_{xN} - RealJoint.Position_{xN-1})}{Time_N - Time_{N-1}}$$

$$RealJoint.Velocity_{yN} = \frac{(RealJoint.Position_{yN} - RealJoint.Position_{yN-1})}{Time_N - Time_{N-1}}$$

$$RealJoint.Velocity_{zN} = \frac{(RealJoint.Position_{zN} - RealJoint.Position_{zN-1})}{Time_N - Time_{N-1}}$$

3.2. Calcul des longueurs segmentaires

$$SegmentalLength = \sqrt{(RealJoint1.Position_x - RealJoint2.Position_x)^2 + (RealJoint1.Position_y - RealJoint2.Position_y)^2 + (RealJoint1.Position_z - RealJoint2.Position_z)^2}$$

3.3. Calcul des amplitudes de mouvements et de posture

3.3.1. Flexion Latérale de la tête

```

v1 = RealHead.Position(x,y,z) - RealShoulderCenter.Position(x,y,z)
v2 = RealShoulderCenter.Position(x,y,z) - RealShoulderCenter.Position(x,y-i,z)
if (RealHead.Positionx < RealShoulderCenter.Positionx)
  HeadLateralFlexion = -AngleBetween (v1,v2)
elseif
  HeadLateralFlexion = AngleBetween (v1,v2)
endif

```

3.3.2. Abduction/Adduction de l'épaule

```

v1 = RealElbow.Position(x,y,z) - RealShoulder.Position(x,y,z)
v2 = RealShoulder.Position(x,y,z) - RealShoulder.Position(x,y-i,z)
ShoulderAbduction = 180 - AngleBetween (v1,v2)

```

3.3.3. Flexion/Extension du coude

```

v1 = RealElbow.Position(x,y,z) - RealWrist.Position(x,y,z)
v2 = RealElbow.Position(x,y,z) - RealShoulder.Position(x,y,z)
ElbowFlexion = 180 - AngleBetween (v1,v2)

```

3.3.4. Flexion/Extension du genou

```

v1 = RealAnkle.Position(x,y,z) - RealKnee.Position(x,y,z)
v2 = RealKnee.Position(x,y,z) - RealHip.Position(x,y,z)
KneeFlexion = 180 - AngleBetween (v1,v2)

```

3.3.5. Flexion du tronc

```

v1 = RealHead.Position(0,y,z) - RealSpine.Position(0,y,z)

```

```

v2 = RealHead.Position(0,Y,Z) - RealSpine.Position(0,Y-i,Z)
if (RealHead.Position(Z) < RealSpine.Position(Z))
  PosturalFlexion = 180 - AngleBetween (v1, v2)
elseif
  PosturalFlexion = -(180 - AngleBetween (v1, v2))
endif

```

3.3.6. Flexion latérale du tronc

```

v1 = RealHead.Position(X,Y,0) - RealSpine.Position(X,Y,0)
v2 = RealHead.Position(X,Y,0) - RealSpine.Position(X,Y+i,0)
if (RealHead.PositionX > RealSpine.PositionX)
  LateralPosturalFlexion = 180 - AngleBetween (v1, v2)
elseif
  LateralPosturalFlexion = -(180 - AngleBetween (v1, v2))
endif

```

3.4. Calcul des centres de masses des segments du corps

$Q = 0,53$

$CoM_{1(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment du tronc

$CoM_{1X} = (RealHipCenter.Position_X + (RealShoulderCenter.Position_X - RealHipCenter.Position_X) * Q$

$CoM_{1Y} = (RealHipCenter.Position_Y + (RealShoulderCenter.Position_Y - RealHipCenter.Position_Y) * Q$

$CoM_{1Z} = (RealHipCenter.Position_Z + (RealShoulderCenter.Position_Z - RealHipCenter.Position_Z) * Q$

$Q = 0,436$

$CoM_{2(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment du bras de droite

$CoM_{2X} = (RealShoulderRight.Position_X + (RealElbowRight.Position_X - RealShoulderRight.Position_X) * Q$

$CoM_{2Y} = (RealShoulderRight.Position_Y + (RealElbowRight.Position_Y - RealShoulderRight.Position_Y) * Q$

$CoM_{2Z} = (RealShoulderRight.Position_Z + (RealElbowRight.Position_Z - RealShoulderRight.Position_Z) * Q$

$Q = 0,436$

$CoM_{3(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment du bras de gauche

$CoM_{3X} = (RealShoulderLeft.Position_X + (RealElbowLeft.Position_X - RealShoulderLeft.Position_X) * Q$

$CoM_{3Y} = (RealShoulderLeft.Position_Y + (RealElbowLeft.Position_Y - RealShoulderLeft.Position_Y) * Q$

$CoM_{3Z} = (RealShoulderLeft.Position_Z + (RealElbowLeft.Position_Z - RealShoulderLeft.Position_Z) * Q$

$Q = 0,43$

$CoM_{4(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment de l'avant bras de droite

$CoM_{4X} = (RealElbowRight.Position_X + (RealWristRight.Position_X - RealElbowRight.Position_X) * Q$

$CoM_{4Y} = (RealElbowRight.Position_Y + (RealWristRight.Position_Y - RealElbowRight.Position_Y) * Q$

$CoM_{4Z} = (RealElbowRight.Position_Z + (RealWristRight.Position_Z - RealElbowRight.Position_Z) * Q$

$Q = 0,43$

$CoM_{5(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment de l'avant bras de gauche

$CoM_{5X} = (RealElbowLeft.Position_X + (RealWristLeft.Position_X - RealElbowLeft.Position_X) * Q$

$CoM_{5Y} = (RealElbowLeft.Position_Y + (RealWristLeft.Position_Y - RealElbowLeft.Position_Y) * Q$

$CoM_{5Z} = (RealElbowLeft.Position_Z + (RealWristLeft.Position_Z - RealElbowLeft.Position_Z) * Q$

$Q = 0,433$

$CoM_{6(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment de la cuisse de droite

$$CoM_{6X} = (RealHipRight.Position_X + (RealKneeRight.Position_X - RealHipRight.Position_X) * Q$$

$$CoM_{6Y} = (RealHipRight.Position_Y + (RealKneeRight.Position_Y - RealHipRight.Position_Y) * Q$$

$$CoM_{6Z} = (RealHipRight.Position_Z + (RealKneeRight.Position_Z - RealHipRight.Position_Z) * Q$$

$$Q = 0,433$$

$CoM_{7(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment de la cuisse de gauche

$$CoM_{7X} = (RealHipLeft.Position_X + (RealKneeLeft.Position_X - RealHipLeft.Position_X) * Q$$

$$CoM_{7Y} = (RealHipLeft.Position_Y + (RealKneeLeft.Position_Y - RealHipLeft.Position_Y) * Q$$

$$CoM_{7Z} = (RealHipLeft.Position_Z + (RealKneeLeft.Position_Z - RealHipLeft.Position_Z) * Q$$

$$Q = 0,433$$

$CoM_{8(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment de la jambe de droite

$$CoM_{8X} = (RealKneeRight.Position_X + (RealAnkleRight.Position_X - RealKneeRight.Position_X) * Q$$

$$CoM_{8Y} = (RealKneeRight.Position_Y + (RealAnkleRight.Position_Y - RealKneeRight.Position_Y) * Q$$

$$CoM_{8Z} = (RealKneeRight.Position_Z + (RealAnkleRight.Position_Z - RealKneeRight.Position_Z) * Q$$

$$Q = 0,433$$

$CoM_{9(X,Y,Z)}$ = Centre de masse sur le segment de la jambe de gauche

$$CoM_{8X} = (RealKneeLeft.Position_X + (RealAnkleLeft.Position_X - RealKneeLeft.Position_X) * Q$$

$$CoM_{8Y} = (RealKneeLeft.Position_Y + (RealAnkleLeft.Position_Y - RealKneeLeft.Position_Y) * Q$$

$$CoM_{8Z} = (RealKneeLeft.Position_Z + (RealAnkleLeft.Position_Z - RealKneeLeft.Position_Z) * Q$$

4. Autres résultats expérience CERAH

Tn		Segment 1	Segment 2	Segment 3	Segment 4	Segment 5	Segment 6	Segment 7	Segment 8	Segment 9	Moyenne des σ par test
1	M	0,19	0,21	0,21	0,23	0,27	0,24	0,21	0,07	0,09	
	σ	0,0061	0,0066	0,0076	0,0094	0,0115	0,0111	0,0106	0,0084	0,0048	0,0085
2	M	0,19	0,2	0,2	0,22	0,27	0,23	0,21	0,08	0,05	
	σ	0,0064	0,0072	0,0077	0,007	0,0115	0,0258	0,006	0,0135	0,0245	0,0122
3	M	0,18	0,2	0,2	0,23	0,26	0,23	0,21	0,07	0,07	
	σ	0,0093	0,0079	0,0102	0,0207	0,0167	0,0204	0,0112	0,013	0,0259	0,015
4	M	0,19	0,21	0,21	0,23	0,27	0,2	0,21	0,07	0,07	
	σ	0,0068	0,0054	0,0085	0,0151	0,0138	0,017	0,0084	0,0119	0,0254	0,0125
5	M	0,19	0,2	0,2	0,22	0,26	0,22	0,2	0,08	0,07	
	σ	0,006	0,0077	0,0073	0,0109	0,0102	0,013	0,008	0,0132	0,0253	0,0113
6	M	0,18	0,2	0,2	0,23	0,26	0,22	0,2	0,06	0,08	
	σ	0,0091	0,0083	0,0048	0,0134	0,0203	0,025	0,0115	0,0098	0,0136	0,0129
7	M	0,18	0,21	0,21	0,27	0,28	0,23	0,23	0,06	0,05	
	σ	0,007	0,007	0,0079	0,0085	0,012	0,0087	0,0065	0,0176	0,0319	0,0119
8	M	0,19	0,2	0,2	0,24	0,22	0,24	0,21	0,08	0,09	
	E	0,007	0,0051	0,0063	0,0126	0,0147	0,0138	0,0219	0,0135	0,0176	0,0125
9	M	0,19	0,19	0,21	0,23	0,23	0,24	0,23	0,08	0,09	
	σ	0,0349	0,0092	0,012	0,0083	0,0129	0,0248	0,0167	0,0091	0,0081	0,0151
10	M	0,19	0,2	0,2	0,24	0,22	0,23	0,21	0,08	0,08	
	σ	0,0064	0,0059	0,0045	0,0073	0,0065	0,0142	0,0162	0,0131	0,0101	0,0094
11	M	0,2	0,2	0,2	0,23	0,23	0,23	0,22	0,09	0,09	
	σ	0,005	0,0059	0,0037	0,0051	0,0052	0,0104	0,019	0,0109	0,0056	0,0079
12	M	0,19	0,2	0,2	0,23	0,22	0,25	0,23	0,09	0,09	
	σ	0,0056	0,0057	0,0067	0,0097	0,007	0,0085	0,0129	0,0133	0,009	0,0087
13	M	0,19	0,2	0,2	0,23	0,23	0,24	0,23	0,09	0,09	
	σ	0,0047	0,0055	0,0047	0,0135	0,0079	0,0114	0,0107	0,0125	0,0072	0,0087
14	M	0,19	0,21	0,21	0,26	0,25	0,22	0,21	0,08	0,08	
	σ	0,0074	0,0057	0,0079	0,0139	0,0136	0,0155	0,0124	0,0132	0,0168	0,0118
15	M	0,19	0,2	0,21	0,25	0,23	0,23	0,24	0,09	0,09	
	σ	0,014	0,0044	0,006	0,0239	0,0062	0,0199	0,0146	0,0094	0,011	0,0122
16	M	0,2	0,21	0,2	0,21	0,24	0,26	0,21	0,09	0,09	
	σ	0,0072	0,0065	0,0049	0,0075	0,0146	0,0082	0,0111	0,0074	0,0063	0,0082
17	M	0,2	0,21	0,2	0,22	0,23	0,26	0,22	0,1	0,09	
	σ	0,0046	0,0051	0,0081	0,0113	0,0079	0,012	0,0125	0,0064	0,0089	0,0085
18	M	0,19	0,21	0,21	0,24	0,23	0,24	0,23	0,09	0,09	
	σ	0,0079	0,0057	0,0082	0,009	0,0105	0,0103	0,0115	0,0087	0,0082	0,0089
19	M	0,2	0,19	0,2	0,24	0,24	0,25	0,24	0,11	0,1	
	σ	0,0101	0,0056	0,0081	0,0141	0,0124	0,0178	0,0224	0,0065	0,0087	0,0117
20	M	0,19	0,2	0,2	0,22	0,23	0,25	0,21	0,09	0,09	
	σ	0,008	0,0071	0,0038	0,0059	0,009	0,0055	0,0097	0,0108	0,0122	0,008

Tableau 19 Moyenne et écart type des longueurs segmentaires pour chaque essai de FRM et FRE

5. Méthode de calcul NASA-TLX

L'estimation de la charge de travail issue de la méthode NASA-TLX est déduite à partir d'échelles utilisant six composantes de la NASA-TLX. Après l'exécution de la tâche, l'individu marque pour chaque descripteur son estimation sur une échelle. Chaque composante peut être représentée par un segment de longueur L avec sa marque l_i . La valeur de la charge de travail correspondant à la $i^{\text{ème}}$ composante est calculée par $R_i = \frac{l_i}{L}$ sauf pour la composante de la performance où $R_p = \frac{(L - l_p)}{L}$

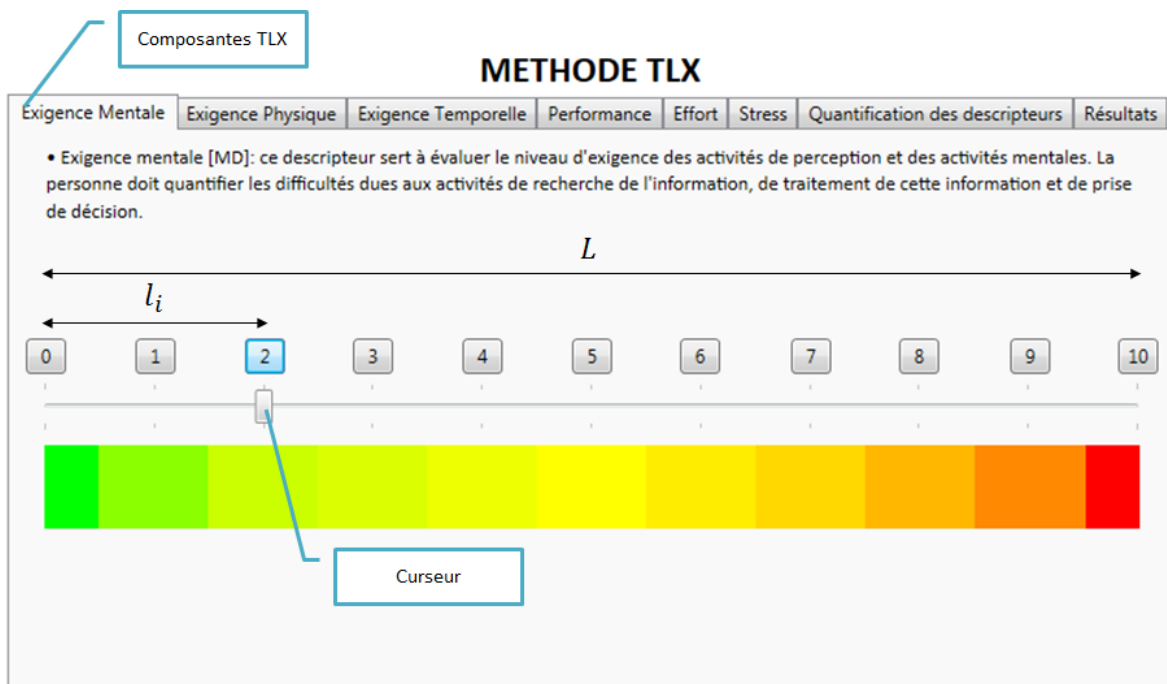


Figure 104 Composante NASA-TLX marqué sur un logiciel développé

Il se peut que chaque composante n'ait pas la même importance pour l'individu. Le principe de la méthode consiste à pondérer chaque composante de la charge de travail par un coefficient α_i en une valeur de charge globale. L'estimation de la charge de travail **WL** devient alors :

$$WL = \sum_{i=1}^6 \alpha_i \cdot R_i$$

Le coefficient α_i se calcule en demandant à la personne de quantifier les importances qu'elle accorde à chaque composante de charge. Pour cela, les composantes sont regroupées par paires. Chaque paire est présentée à la personne afin qu'elle choisisse celle qui lui semble influencer le plus sa charge de travail. Les coefficients α_i sont alors calculés de la façon suivante : $\alpha_i = \frac{C_i}{15}$ où

C_i représente le nombre de fois que la composante a été choisie par la personne. Un refus de choix est égal à $\frac{1}{2}$ pour les deux composantes.

METHODE TLX

Exigence Mentale	Exigence Physique	Exigence Temporelle	Performance	Effort	Stress	Quantification des descripteurs	Résultats
<input checked="" type="radio"/> Exigences Physiques <input type="radio"/> Exigences Mentales	<input checked="" type="radio"/> Exigences Temporelle <input type="radio"/> Exigences Physique	<input checked="" type="radio"/> Exigences Temporelle <input type="radio"/> Stress					
<input checked="" type="radio"/> Exigences Temporelles <input type="radio"/> Exigences Mentales	<input checked="" type="radio"/> Performances <input type="radio"/> Exigences Physiques	<input checked="" type="radio"/> Exigences Temporelle <input type="radio"/> Effort					
<input checked="" type="radio"/> Performances <input type="radio"/> Exigences Mentales	<input checked="" type="radio"/> Stress <input type="radio"/> Exigences Physiques	<input checked="" type="radio"/> Performances <input type="radio"/> Stress					
<input checked="" type="radio"/> Stress <input type="radio"/> Exigences Mentales	<input checked="" type="radio"/> Effort <input type="radio"/> Exigences Physiques	<input checked="" type="radio"/> Performances <input type="radio"/> Effort					
<input checked="" type="radio"/> Effort <input type="radio"/> Exigences Mentales	<input checked="" type="radio"/> Exigences Temporelles <input type="radio"/> Performances	<input checked="" type="radio"/> Effort <input type="radio"/> Stress					

Figure 105 Paire de composantes à comparer

8. BIBLIOGRAPHIE

- Abras, Chadia, Diane Maloney-krichmar et Jenny Preece. « User-Centered Design ». In Bainbridge, W. *Encyclopedia of Human-Computer Interaction*. Thousand Oaks: Sage Publications, 2004, 14.
- Abu-Faraj, Ziad O., éd. « Handbook of Research on Biomedical Engineering Education and Advanced Bioengineering Learning: Interdisciplinary Concepts ». IGI (Idea Group Publishing) Global, 2012, 1122.
- Ayala, Néstor Adrián Rodríguez, Eduardo González Mendivil, Patricia Salinas et Horacio Rios. « Kinesthetic Learning Applied to Mathematics Using Kinect ». *Procedia Computer Science*, 2013 International Conference on Virtual and Augmented Reality in Education, 25, 2013, 131-135.
- Aziz, Amal Dar, Chris Warren, Hayden Bursk, et Sean Follmer. « The Flote: An Instrument for People with Limited Mobility ». In *Proceedings of the 10th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*. Assets '08. New York, NY, USA: ACM, 2008, 295-296.
- Bååth Rasmus, Thomas Strandberg, Christian Balkenius, « Eye Tapping: How to Beat Out an Accurate Rhythm using Eye Movements », In *Proceedings of the Tenth International Conference on New Interfaces for Musical Expression*. NIME '11, 2011, 2011, 441-444.
- BAO-PAO. <http://dev.bao-pao.com/index.php> (visité le 5 mai 2014).
- Barral, C. « De l'influence des processus de normalisation internationaux sur les représentations du handicap. » *Handicap, revue de sciences humaines et sociales*, n° 81, 1999, 20-34.
- Barreyre, Jean-Yves, François Chapiereau, Bernard Azéma, et Marcel Jaeger. « Classification internationale des handicaps et santé mentale ». *CTNERHI*, 1, 2001, 127.
- Benveniste, Samuel, Pierre Jouvelot, Edith Lecourt, et Renaud Michel. « Designing Wüimprovisation for Mediation in Group Music Therapy with Children Suffering from Behavioral Disorders ». In *Proceedings of the 8th International Conference on Interaction Design and Children*. IDC '09. New York, NY, USA: ACM, 2009, 18-26.
- Bérard, Carole, Christine Payan, Isabelle Hodgkinson, Jacques Fermanian, et The MFM Collaborative Study Group. « A motor function measure scale for neuromuscular diseases. Construction and validation study ». *Neuromuscular Disorders*, 15, n°7, 2005, 463-470.
- Bérard, C., C. Payan, J. Fermanian, F. Girardot, et F. Girardot. « La mesure de fonction motrice, outil d'évaluation clinique des maladies neuromusculaires. Étude de validation ». *Revue Neurologique*, 162, n°4, 2006, 485-493.
- Bergman, Eric, et Earl Johnson. « Towards Accessible Human-Computer Interaction ». in *Advances in Human-Computer Interaction*, 5, 1995, 87-113.
- Bhat, Soumitra. « TouchTone: An Electronic Musical Instrument for Children with Hemiplegic Cerebral Palsy ». In *Proceedings of the Fourth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*. TEI '10. New York, NY, USA: ACM, 2010, 305-306.

- Braiterman, Jared, Sasha Verhage, et Randall Choo. « Business: Designing with Users in Internet Time ». *interactions*, 7, n°5, 2000, 23-27.
- Brangier, Éric, et Javier Barcenilla. « Concevoir un produit facile à utiliser : adapter les technologies à l'homme. » Éditions d'Organisation, 2003, 262.
- Bradtmiller, Bruce, et James Annis. « Anthropometry for Persons with Disabilities: Needs for the Twenty-First Century: Task 2, Analysis and Recommendations ». U.S. Architecture and Transportation Barriers Compliance Board, 1997, 210.
- Britt, N. C., J. Snyder, et A. McPherson. « The EMvibe: an electromagnetically actuated vibraphone ». In *Proc. New Interfaces for Musical Expression*, 2012.
- Brouard, C. « Le handicap en chiffres 2004 ». CTNERHI (Centre Technique National d'Etudes et de Recherches sur les Handicaps et les Inadaptations), 2004, 70.
- Bühler, C. « Approach to the analysis of user requirements in assistive technology ». *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, n°2, 1996, 187-192.
- Cadoz, C. « Instrumental Gesture and Musical Composition ». In *Proceedings of the International Computer Music Conference, ICMC*. Cologne, Allemagne, 1988, 1-12.
- Cadoz, C. « Le geste canal de communication homme/machine: la communication "instrumentale". » *Technique et Science Informatiques*, 13, n°1, 1994, 31-61.
- Cadoz, C. « Musique, geste, technologie ». *Les nouveaux gestes de la musique*, H. Genevois et R.de Vivo (eds), 1999, 47-92.
- Cadoz, Claude, Annie Luciani, Jean-Loup Florens, et Nicolas Castagné. « ACROE-ICA. Artistic Creation and Computer Interactive Multisensory Simulation Force Feedback Gesture Transducers. », 2003, 235-46.
- Chang, Yao-Jen, Shu-Fang Chen, et Jun-Da Huang. « A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities ». *Research in Developmental Disabilities*, 32, n°6, 2011, 2566-2570.
- Chang, Chien-Yen, B. Lange, Mi Zhang, S. Koenig, P. Requejo, Noom Somboon, A.A. Sawchuk, et A.A. Rizzo. « Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect ». In *2012 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, 2012, 159-162.
- Chang, Yao-Jen, Wen-Ying Han, et Yu-Chi Tsai. « A Kinect-based upper limb rehabilitation system to assist people with cerebral palsy ». *Research in Developmental Disabilities*, 34, n°11, 2013, 3654-3659.
- Chapireau, François. « La classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé ». *Gérontologie et société*, 99, n°4, 2001, 37-56.
- Chapireau, F. « La nouvelle classification de l'OMS : "Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé". » *Annales Médico-psychologiques, revue psychiatrique*, 160, n°3, 2002, 242-46.

- Charles, D, K B James, et R B Stein. « Rehabilitation of Musicians with Upper Limb Amputations ». *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 25, n°3, 1988, 25-32.
- Chew, Yee Chieh et Eric Caspary. « MusEEGk: A Brain Computer Musical Interface ». In *CHI '11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*. CHI EA '11. New York, NY, USA: ACM, 2011, 1417-1421.
- Clark, Ross A., Yong-Hao Pua, Karine Fortin, Callan Ritchie, Kate E. Webster, Linda Denehy, et Adam L. Bryant. « Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control ». *Gait & Posture*, 36, n°3, juillet 2012, 372-377.
- Clarkson, John. *Inclusive Design: Design for the Whole Population*. Springer, 2003.
- Colle, Etienne, Stéphane Delarue, et Philippe Hoppenot. « Conception d'une aide technique complexe et innovante : Application au projet ARPH ». *Sciences et Technologies pour le Handicap*, 1, n°1, 2007, 71-94.
- Colvez, A, et F Chapireau. « Pour une amélioration de la classification internationale des déficiences, incapacités et désavantages sociaux et contre un abandon de ses bases conceptuelles ». *Forum des sauvegardes*, 4, n° 9, 1998, 9-10.
- Cook, Perry R. « Re-Designing Principles for Computer Music Controllers : a Case Study of SqueezeVox Maggie ». *Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression (NIME)*, 2009, 218-221.
- Coton J., M. De Gois Pinto, J. Veytizou, G. Thomann, « Design for Disability: integration of human factor for the design of an electro-mechanical drum stick system », *CIRP Design 2014 Conference, Mass Customization and Personalization*, Milano, Italy, 2014
- Damsgaard, Michael, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, et Mark de Zee. « Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System ». *Simulation Modelling Practice and Theory*, SIMS 2004, 14, n°8, 2006, 1100-1111.
- Das, Anita, et Dag Svanæs. « Human-centred methods in the design of an e-health solution for patients undergoing weight loss treatment ». *International Journal of Medical Informatics*, 82, n°11, 2013, 1075-1091.
- De Lattre, C., C. Payan, et C. Berard. « Validation de l'échelle MFM-20 : une version réduite de la mesure de fonction motrice (MFM) pour les jeunes enfants porteurs d'une maladie neuromusculaire ». *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 26e Congrès de Médecine Physique et de Réadaptation, 1, 2011, 192-193.
- Delcey, Michel. « Notion de situation de handicap (moteur). Les classifications internationales des handicaps. » *APF*, 2002, 17.
- Dempster, W. T. « Space Requirements of the Seated Operator : Geometrical, Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body, with Special Reference to the Limbs ». *Wright Air Development Center, Air Research and Development Command, U.S. Air Force*, 1955, 254.

- Diakopoulos D., A. Kapur. « HIDUINO : A firmware for building driverless USB-MIDI devices using the Arduino microcontroller ». Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression, 2011.
- Draper, Christine E., Kelvin T. L. Chew, Roberta Wang, Fabio Jennings, Garry E. Gold, et Michael Fredericson. « Comparison of Quadriceps Angle Measurements Using Short-Arm and Long-Arm Goniometers: Correlation With MRI ». PM&R (Physical Medecine and Rehabilitation), 3, n°2, 2011, 111-116.
- Drillis, R, et R Contini. « Body Segment Parameters ». New York: Office of Vocational. Rehabilitation, 1966.
- Duray, Rebecca, Peter T Ward, Glenn W Milligan, et William L Berry. « Approaches to mass customization: configurations and empirical validation ». Journal of Operations Management, Configuration in Operations management: Taxonomies and Typologies, 18, n°6, 2000, 605-625.
- Dutta, Tilak. « Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace ». Applied Ergonomics, 43, n°4, 2012, 645-649.
- Edwards, Ian, et Mark Jones. « La Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) ». Kinésithérapie, la Revue, 7, n°71, 2007, 40-49.
- Ericsson, Anna, et Gunnar Erixon. « Controlling Design Variants: Modular Product Platforms ». SME (Society of Manufacturing Engineers), 1999, 162.
- Erlandson, Robert F. « Universal and Accessible Design for Products, Services, and Processes ». CRC Press, 2007, 286.
- Estrade, Jean-Louis. « Mesure de la torsion tibiale au goniomètre translucide ». Kinésithérapie, la Revue, 10, n°98, 2010, 18.
- Favilla, Stu, et Sonja Pedell. « Touch Screen Ensemble Music: Collaborative Interaction for Older People with Dementia ». In Proceedings of the 25th Australian Computer-Human Interaction Conference: Augmentation, Application, Innovation, Collaboration. OzCHI '13, USA, 2013, 481-484.
- Fels, Sidney, et Michael Lyons. « Advances in New Interfaces for Musical Expression ». In ACM SIGGRAPH 2013 Courses, USA, 2013.
- Findlater, Leah, Karyn Moffatt, Joanna McGrenere, et Jessica Dawson. « Ephemeral Adaptation: The Use of Gradual Onset to Improve Menu Selection Performance ». In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. CHI '09. USA, 2009, 1655-1664.
- Findlater, Leah, Alex Jansen, Kristen Shinohara, Morgan Dixon, Peter Kamb, Joshua Rakita, et Jacob O. Wobbrock. « Enhanced Area Cursors: Reducing Fine Pointing Demands for People with Motor Impairments ». In Proceedings of the 23Nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. UIST '10. USA, 2010, 153-162.
- Fitts, Paul M. « The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement ». Journal of Experimental Psychology, 47, n°6, 1954, 381-391.

- Fougeyrollas, Patrick. « Classification québécoise: Processus de production du handicap ». Québec : Réseau International sur le Processus de Production du Handicap, 1998, 136.
- ISO, 2010. « Ergonomics of human-system interaction: Human-centred design for interactive systems : ISO 9241-210 ». AFNOR.
- Gajos, Krzysztof Z., Jacob O. Wobbrock, et Daniel S. Weld. « Automatically Generating User Interfaces Adapted to Users' Motor and Vision Capabilities ». In *Proceedings of the 20th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*. UIST '0, USA, 2007, 231-240.
- Gajos, Krzysztof Z., Daniel S. Weld, et Jacob O. Wobbrock. « Automatically Generating Personalized User Interfaces with Supple ». *Artif. Intell*, 174, n°12-13, 2010, 910-950.
- Girardot, F., et C. Bérard. « Apport de l'Évaluation Motrice Fonctionnelle Globale chez l'enfant infirme moteur cérébral ». *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*, 26, n°4, 2005, 139-146.
- Gu, P., et S. Sosale. « Product modularization for life cycle engineering ». *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 15, n°5, 1999, 387-401.
- Guha, Mona Leigh, Allison Druin, et Jerry Alan Fails. « Designing with and for Children with Special Needs: An Inclusionary Model ». In *Proceedings of the 7th International Conference on Interaction Design and Children*, IDC '08. USA, 2008, 61-64.
- Guyot, P. « Intérêts et limites de la CIF pour l'accompagnement éducatif et social des personnes handicapées ». *Bulletin du CREA Bourgogne*, n°219, 2002, 6-12.
- Hadj Abdelkader, Mohammed Amine. « Interfaces haptiques en tâches de contrôle pour personnes handicapées moteurs ». Thèse de doctorat, LCOMS Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes, 2011.
- Haggag, H., M. Hossny, S. Nahavandi, et D. Creighton. « Real Time Ergonomic Assessment for Assembly Operations Using Kinect ». In *Proceedings of the 2013 UKSim 15th International Conference on Computer Modelling and Simulation*, UKSIM '13. Washington , 495-500.
- Hamilton. « Barrier-Free Design Guideline ». City of Hamilton, 2008.
- Hamonet, Claude, et Teresa Magalheas. « Système d'identification et de mesure des handicaps (SIMH). Manuel pratique. Une proposition quantifiée internationale des éléments constitutifs des handicaps. » Eska, 2000, 151.
- Harmel, Ghassen. « Vers une conception conjointe des architectures du produit et de l'organisation du projet dans le cadre de l'Ingénierie Système. » Thèse, Université de Franche-Comté, 2007.
- Hart, Sandra G., et Lowell E. Staveland. « Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research ». In *Advances in Psychology*, 52, 1988, 139-183.
- Hart, Sandra G. « Nasa-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later ». *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 50, n°9, 2006, 904-908.

- Hashemian, Mehdi. « Design for adaptability ». Thèse, University of Saskatchewan, 2005.
- Hayes, Kimberley, Judie R. Walton, Zoltan L. Szomor, et George A. C. Murrell. « Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11, n°1, 2002, 33-39.
- Hochenbaum, J., et O. Vallis. « Bricktable: A Musical Tangible Multi-Touch Interface, J., Vallis, O., Akten, M., Diakopoulos, D., Kapur, A. 1st Workshop on Media Arts, Science, and Technology. Santa Barbara, USA, 2009.
- Holz, Elisa Mira, Johannes Höhne, Pit Staiger-Sälzer, Michael Tangermann, et Andrea Kübler. « Brain-computer interface controlled gaming: Evaluation of usability by severely motor restricted end-users ». *Artificial Intelligence in Medicine*, 59, n°2, 2013, 111-120.
- Holzinger, Andreas. « User-Centered Interface Design for Disabled and Elderly People: First Experiences with Designing a Patient Communication System (PACOSY) ». In *Computers Helping People with Special Needs, Lecture Notes in Computer Science 2398*. Springer Berlin Heidelberg, 2002, 33-40.
- Horejsi, P., T. Gorner, O. Kurkin, P. Polasek, et M. Januska. « Using Kinect Technology Equipment For Ergonomics ». *MM Science Journal*, 2013, 389.
- Huang, Chun-Che, et A. Kusiak. « Modularity in design of products and systems ». *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 28, n°1, 1998, 66-77.
- Hurst, Amy, Scott E. Hudson, et Jennifer Mankoff. « Dynamic Detection of Novice vs. Skilled Use Without a Task Model ». In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. CHI '07. USA*, 2007, 271-280.
- Hwang, Faustina, Simeon Keates, Patrick Langdon, et John Clarkson. « Mouse Movements of Motion-impaired Users: A Submovement Analysis ». In *Proceedings of the 6th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility. Assets '04. USA*, 2004, 102-109.
- INRS, 2010 « Evaluation subjective de la charge mentale : validation d'un logiciel d'exploitation des données de la NASA-TLX », Institut National de Recherche et de Sécurité, 2010
- Jaudoin, Denis, Yves Mathieu, François Galaup, Stéphanie Weber, et Jean-Claude Gauthier. « Kinésithérapie de la grande brûlure: Identifier les situations de handicap (CIF et SIMH) ». *Kinésithérapie, la Revue*, 8, n°74, 2008, 35-38.
- Jaudoin, Denis, Yves Mathieu, François Galaup, Stéphanie Weber, Jean-Claude Gauthier, et Karyn Bavoux. « Kinésithérapie de la grande brûlure: PPH et tendances actuelles ». *Kinésithérapie, la Revue*, 8, no 74, 2008, 26-27.
- Jensenius, Alexander Refsum, Marcelo M. Wanderley, Rolf Inge Godø, et Marc Leman. « Musical gestures: Concepts and methods in research ». In *Musical gestures: Sound, movement, and meaning, Part 1*, Routledge, 2010.

- Jensenius, Alexander Refsum, et Arve Voldsund. « The Music Ball Project: Concept, Design, Development, Performance », Proceedings of the 12th International Conference on New Interfaces for Musical Expression, 2012.
- Kane, Shaun K., Jacob O. Wobbrock, et Ian E. Smith. « Getting off the Treadmill: Evaluating Walking User Interfaces for Mobile Devices in Public Spaces ». In Proceedings of the 10th International Conference on Human Computer Interaction with Mobile Devices and Services. MobileHCI '08. USA, 2008, 109-118.
- Karmarkar Amol, Eliana Chavez, Rory A. Cooper. « Technology for Successful Aging and Disabilities ». The Engineering Handbook of Smart Technology for Aging, Disability, and Independence, 2008, 27-48.
- Kapandji, I.A. « Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine. Fascicule I - Membre supérieur (L' épaule - Le coude, flexion, extension - La pronosupination - Le poignet - La main et les doigts). » Hamel, Hamel, 1, 1980, 693.
- Kasarda, Mary E., Janis P. Terpenney, Dan Inman, Karl R. Precoda, John Jelesko, Asli Sahin, et Jaeil Park. « Design for adaptability (DFAD)—a new concept for achieving sustainable design ». Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 23, n°6, 2007, 727-734.
- Keates, Simeon, P. John Clarkson, Lee-Anne Harrison, et Peter Robinson. « Towards a Practical Inclusive Design Approach ». In Proceedings on the 2000 Conference on Universal Usability, CUU '00. USA, 2000, 45-52.
- Kielhofner, Gary. « Model of Human Occupation: Theory and Application ». Lippincott Williams & Wilkins, 2008, 565.
- Kikukawa Yuya; Takaharu Kanai; Tatsuhiko Suzuki; Toshiki Yoshiike; Tetsuaki Baba; Kumiko Kushiya, « PocoPoco: A Kinetic Musical Interface With Electro-Magnetic Levitation Units », In Proceedings of the 2012 Conference on New Interfaces for Musical Expression, NIME '12, 2012.
- Khoshelham, Kourosh, et Sander Oude Elberink. « Accuracy and Resolution of Kinect Depth Data for Indoor Mapping Applications ». Sensors, 12, n°2, 2012, 1437-1454.
- Krishnan, V., et Saurabh Gupta. « Appropriateness and Impact of Platform-Based Product Development ». Management Science, 47, n°1, 2001 52-68.
- Lähdeoja, Otso. « Une approche de L'instrument Augmenté: Le cas de La guitare électrique ». In Proceedings of the 19th International Conference of the Association Francophone D'Interaction Homme-Machine, IHM '07, 2007, 241-244.
- Lähdeoja, Otso. « Une approche de l'instrument augmenté: la guitare électrique ». Thèse, Musique, Université de Paris VIII, 2010.
- Lang, Catherine E., Joanne M. Wagner, Alexander W. Dromerick, et Dorothy F. Edwards. « Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test ». Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 87, n°12, 2006, 1605-1610.

- Lange, Belinda, Sheryl Flynn, Rachel Proffitt, Chien-Yen Chang, et Albert « Skip » Rizzo. « Development of an Interactive Game-Based Rehabilitation Tool for Dynamic Balance Training ». *Topics in Stroke Rehabilitation*, 17, n°5, 2010, 345-352.
- Lange, Belinda, Evan A. Suma, Brad Newman, Thai Phan, Chien-Yen Chang, Albert Rizzo, et Mark Bolas. « Leveraging Unencumbered Full Body Control of Animated Virtual Characters for Game-Based Rehabilitation ». In *Virtual and Mixed Reality - Systems and Applications*, Springer, 2011.
- Laude, Maurice, Claude Kénési, Didier Patte, et Edwin Riggs. « L'abduction du bras ». *Anatomia Clinica* 1, n°1, 1978, 65-72.
- Laux, Lila F., Peter R. McNally, Michael G. Paciello, et Gregg C. Vanderheiden. « Designing the World Wide Web for People with Disabilities: A User Centered Design Approach ». In *Proceedings of the Second Annual ACM Conference on Assistive Technologies, Assets '96*. USA, 1996, 94-101.
- LeRouge, Cynthia, Jiao Ma, Sweta Sneha, et Kristin Tolle. « User profiles and personas in the design and development of consumer health technologies ». *International Journal of Medical Informatics*, 82, n°11, 2013, 251-268.
- Lieber, R. L., et S. D. Shoemaker. « Muscle, Joint, and Tendon Contributions to the Torque Profile of Frog Hip Joint ». *The American Journal of Physiology*, 263, n°3, 1992, 586-590.
- Lu, Elaine C., Rosalie Wang, Rajibul Huq, Don Gardner, Paul Karam, Karl Zabjek, Debbie Hebert, Jennifer Boger, et Alex Mihailidis. « Development of a Robotic Device for Upper Limb Stroke Rehabilitation: A User-Centered Design Approach ». *Paladyn* 2, n°4, 2011, 176-184.
- Ma, Min-Yuan, Fong-Gong Wu, et Ro-Han Chang. « A New Design Approach of User-Centered Design on a Personal Assistive Bathing Device for Hemiplegia ». *Disability & Rehabilitation* 29, n°14, 2007, 1077-1089.
- MacVay, J., Carnegie, D.A., Murphy, J.W., and Kapur, A. « MechBass: A Systems Overview of a New Four-Stringed Robotic Bass Guitar ». In *Proceedings of the 19th Electronics New Zealand Conference (ENZCon)*, Dunedin, New Zealand, 2011, 145-150.
- Mace, Ronald L., Graeme J. Hardie, et Jaime P. Place. « Accessible Environments: Toward Universal Design ». In *Design Interventions: Toward A More Humane Architecture*, edited by Preiser, Vischer, and White, 1991, 156.
- Machover, Tod. « Hyperinstruments: A Progress Report, 1987-1991 ». MIT Media Laboratory, 1992, 166.
- MacKenzie, I. S. « Motor behaviour models for human-computer interaction », J. M. Carroll, HCI models, theories, and frameworks: Toward a multidisciplinary science, 2003, 27-54.
- Magnier, Cécile, Guillaume Thomann, François Villeneuve, et Peggy Zwolinski. « Investigation of methods for the design of assistive device : UCD and medical tools ». In *IDMME (Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering)*, 2010.
- Magnier C., G. Thomann., F. Villeneuve, P. Zwolinski, « Methods for designing assistive devices extracted from 16 case studies in the literature », *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 6, n°2, 2012, 93-100.

- Magnier C., G. Thomann, F. Villeneuve, Seventeen Projects carried out by Students Designing For And With Disabled Children: Identifying Designers' Difficulties During The Whole Design Process, Assistive Technology, The Official Journal of RESNA, 24, n°4, 2012, 273-285.
- Maguire, M. « Methods to support human-centred design ». International Journal of Human-Computer Studies, 55, n°4, 2001, 587-634.
- Martin, Jennifer L., Elizabeth Murphy, John A. Crowe, et Beverley J. Norris. « Capturing User Requirements in Medical Device Development: The Role of Ergonomics ». Physiological Measurement, 27, n°8, 2006, 49-62.
- McElligott, Joanne, et Lieselotte van Leeuwen. « Designing Sound Tools and Toys for Blind and Visually Impaired Children ». In Proceedings of the 2004 Conference on Interaction Design and Children: Building a Community, IDC '04. USA, 2004, 65-72.
- Meary, D., et G. Baud-Bovy. « Toward a robot-assisted assessment of the control processes of the motor system ». In EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint, 2009, 368-373.
- Meckin, David, et Nick Bryan-Kinns. « moosikMasheens: Music, Motion and Narrative with Young People Who Have Complex Needs ». In Proceedings of the 12th International Conference on Interaction Design and Children, IDC '13. USA, 2013, 66-73.
- Menzies, Rachel, Daniel Herron, Lesley Scott, Ruth Freeman, et Annalu Waller. « Involving Clinical Staff in the Design of a Support Tool Improve Dental Communication for Patients with Intellectual Disabilities ». In Proceedings of the 15th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility, ASSETS '13, USA: ACM, 2013, 551-552.
- Metois, E. « Musical Sound Information - Musical Gestures and Embedding Systems ». Ph.D. Thesis. Thèse, Massachusetts Institute of Technology, 1996.
- Metois, E. « Musical Gestures and Audio Effects Processing ». In DAFX proceedings, 1998.
- Min-Joon Yoo, Jin-Wook Beak, In-Kwon Lee, « Creating Musical Expression using Kinect », Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression, 2011 324–325.
- Minaire, P. « L'évaluation globale mesurable en médecine de rééducation et de réadaptation - Recherche Google ». In Proceedings of 6ème Entretiens de l'Institut Garches. Paris, 1993.
- Miranda, Eduardo Reck, et Marcelo Wanderley. « New Digital Musical Instruments: Control And Interaction Beyond the Keyboard (Computer Music and Digital Audio Series) ». A-R Editions, Inc., 2006.
- Mitchell, T. J., S. Madgwick, I. Heap, T. J. Mitchell, S. Madgwick, et I. Heap. « Musical Interaction with Hand Posture and Orientation: A Toolbox of Gestural Control Mechanisms ». In International Conference on New Interfaces for Musical Expression (NIME) 2012. University of Michigan, USA, 2012.

- Mitrasinovic, Miodrag. « Universal Design ». Design Dictionary, Board of International Research in Design, 2008, 419-422.
- Moeslund, Thomas B., et Erik Granum. « A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture ». Computer Vision and Image Understanding 81, n°3, 2001, 231-268.
- Moeslund, Thomas B., Adrian Hilton, et Volker Krüger. « A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis ». Computer Vision and Image Understanding, Special Issue on Modeling People: Vision-based understanding of a person's shape, appearance, movement and behaviour, 104, n°2-3, 2006, 90-126.
- Moore, F. Richard. « Elements of Computer Music ». PTR Prentice-Hall, 1990, 580.
- Murphy, J., Kapur, A., and Carnegie, D. « Better drumming through calibration: Techniques for pre-performance robotic percussion optimization. » In Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression NIME '12, Ann Arbor, Michigan, 2012
- Müller, Alexander, Fabian Hemmert, Götz Wintergerst, et Ron Jagodzinski. « Reflective Haptics: Resistive Force Feedback for Musical Performances with Stylus-Controlled Instruments ». In Proceedings of the Tenth International Conference on New Interfaces for Musical Expression. NIME '10, 2010.
- Müller Alexander et Fuchs Jochen, « The Human Skin as an Interface for Musical Expression », In Proceedings of the Tenth International Conference on New Interfaces for Musical Expression. NIME '12, 2012.
- Mündermann, Lars, Stefano Corazza, et Thomas P. Andriacchi. « The Evolution of Methods for the Capture of Human Movement Leading to Markerless Motion Capture for Biomechanical Applications ». Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 3, n°1, 2006, 1-11.
- Nelson, Leslie, Hollis Owens, Linda S. Hynan, Susan T. Iannaccone, et AmSMART Group. « The gross motor function measure™ is a valid and sensitive outcome measure for spinal muscular atrophy ». Neuromuscular Disorders, 16, n°6, 2006, 374-380.
- Newell, A. F., et P. Gregor. « Design for Older and Disabled People – Where Do We Go from Here? ». Universal Access in the Information Society, 2, n°1, 2002, 3-7.
- Oliver, Michael. « Understanding disability: From theory to practice ». St Martin's Press, 1996, 192.
- OMS. « Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF ». Organisation mondiale de la Santé, 2001, 304.
- Oosterman, Bas Jeroen. « Improving Product Development Projects by Matching Product Architecture and Organization. » Thèse, University Library Groningen, 2001.
- Otmani, R, A. Moussaoui, et A. Pruski. « A new approach to indoor accessibility ». International Journal of Smart Home, 3, 2009.
- Pahl, G., W. Beitz, et Ken Wallace. « Engineering Design: Systematic Approach ». Springer-Verlag GmbH, 1996, 588.

- Papetti Stefano, Civolani Marco, Fontana Federico, « Rhythm'n'Shoes: a Wearable Foot Tapping Interface with Audio-Tactile Feedback », In Proceedings of the Tenth International Conference on New Interfaces for Musical Expression. NIME '11, 2011, 473-476
- Park, Sung-Yun, Seung-Yeol Lee, Ho Chul Kang, et Sung-Min Kim. « EMG Analysis of Lower Limb Muscle Activation Pattern during Pedaling: Experiments and Computer Simulations ». *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13, n°4, 2012, 601-608.
- Petiot J.-F, E. Poirson. « User-centered design via sensory analysis techniques and optimization procedures: application to musical instrument design ». DS 35: Proceedings ICED 05, the 15th International Conference on Engineering Design, Melbourne, Australia, 2005.
- Pino, Pierre. « Robot mobile pour handicapés moteurs: évaluation du système homme/machine ». Thèse, Université de Lorraine, LCOMS Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes, 1995.
- Plos, O, S Buisine, M Dupin, A Aoussat, et C Dumas. « Universal Design : Proposition d'une nouvelle approche appliquée à la conception d'une table adaptative. » In Congrès de la Société d'Ergonomie de Langue Française, 2007, 339-348.
- Plos, Ornella, Ameziane Aoussat, et Stéphanie Buisine. « Innover pour et par le handicap. Méthodologie de conception de produits adaptée aux marchés de niche: application au marché du handicap moteur. » THESE, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2011.
- Plos, Ornella, Stéphanie Buisine, Améziane Aoussat, Fabrice Mantelet, et Claude Dumas. « A Universalist strategy for the design of Assistive Technology ». *International Journal of Industrial Ergonomics*, 42, n°6, 2012, 533-541.
- Poirson, Emilie, Jean-François Petiot, et Joël Gilbert. « Integration of User Perceptions in the Design Process: Application to Musical Instrument Optimization ». *Journal of Mechanical Design*, 129, n°1, 2007, 1206-1214.
- Poulson, David, Martin Ashby, et Simon Richardson. « User Fit: A Practical Handbook on User-Centred Design for Assistive Technology ». European Commission, DG XIII, Telematics Applications for the Integration of the Disabled and Elderly, 1996, 550.
- Pruski, Alain, Yann Morere, O Horn, G Bourhis, R Grasse, et M Sahnoun. « Approche centrée utilisateur pour la conception d'un fauteuil roulant intelligent ». *Sciences et Technologies pour le Handicap*, 1, n°1, 2007, 9-32.
- Pruski, Alain. « A unified approach to accessibility for a person in a wheelchair ». *Robotics and Autonomous Systems*, 58, n°11, 2010, 1177-1184.
- Ramkissoo Izzi, « The Bass Sleeve: A Real-time Multimedia Gestural Controller for Augmented Electric Bass Performance », In Proceedings of the Tenth International Conference on New Interfaces for Musical Expression. NIME '11, 2011, 224-227.
- Rasamimanana, Nicolas, Frederic Bevilacqua, Norbert Schnell, Fabrice Guedy, Emmanuel Flety, Come Maestracci, Bruno Zamborlin, Jean-Louis Frechin, et Uros Petrevski. « Modular Musical Objects Towards Embodied Control of Digital Music ». In Proceedings of the Fifth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction, TEI '11, 2011, 9-12.

- Ravaud, Jean-François. « Modèle individuel, modèle médical, modèle social : la question du sujet. » Les enjeux de la classification internationale des handicaps, n°81, 1999, 64-75.
- Reed, Kathlyn L., et Sharon Nelson Sanderson. « Concepts of Occupational Therapy ». Lippincott Williams & Wilkins, 1999, 548.
- Reswick, J. « What is rehabilitation engineering? ». Annual Review of Rehabilitation, 2, 1982.
- Robins, Ben, Ester Ferrari, Kerstin Dautenhahn, Gernot Kronreif, Barbara Prazak-Aram, Gert-Jan Gelderblom, Bernd Tanja, Francesca Caprino, Elena Laudanna, et Patrizia Marti. « Human-centred design methods: Developing scenarios for robot assisted play informed by user panels and field trials ». International Journal of Human-Computer Studies, 68, n°12, 2010, 873-898.
- Rönnbäck, Sven, Jouni Piekkari, Kalevi Hyyppä, Tomas Berglund, et Simo Koskinen. « A Semi-autonomous Wheelchair Towards User-Centered Design ». In Computers Helping People with Special Needs, Springer, 4061, 2006, 701-708.
- Rosenbaum, Stephanie, Janice Anne Rohn, et Judee Humburg. « A Toolkit for Strategic Usability: Results from Workshops, Panels, and Surveys ». In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI '00, 2000, 337-344.
- Roussel, P. « CIH-1/CIH-2 : rénovation complète ou ravalement de façade ? ». Handicap, n°81, 1999, 7-19.
- Sanchez, J. « Enjeux concrets et symboliques de l'accessibilité, in Ravaud J.-F., Didier J.-P. et al, De la déficience à la réinsertion. Recherches sur les handicaps et les personnes handicapées », INSERM, Paris, 1997, 139-146.
- Sanchez, Ron. « Using modularity to manage the interactions of technical and industrial design ». Academic Review, 2, n°1, 2002, 8-19.
- Sanna, Andrea, Fabrizio Lamberti, Gianluca Paravati, et Felipe Domingues Rocha. « A Kinect-Based Interface to Animate Virtual Characters ». Journal on Multimodal User Interfaces, 7, n°4, 2013, 269-279.
- Schepens, Stacey, Allon Goldberg, et Melissa Wallace. « The short version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale: Its validity, reliability, and relationship to balance impairment and falls in older adults ». Archives of Gerontology and Geriatrics, 51, n°1, 2010, 9-12.
- Schreuder, Martijn, Angela Riccio, Monica Risetti, Sven Dähne, Andrew Ramsay, John Williamson, Donatella Mattia, et Michael Tangermann. « User-centered design in brain-computer interfaces—A case study ». Artificial Intelligence in Medicine, 59, n°2, 2013, 71-80.
- Serra, X. « The Musical Communication Chain and its Modeling ». Mathematics and Music, 2002, 243-255.
- Shackel, Brian. « Human Factors for Informatics Usability », Cambridge University Press, 1991, 21-37.

- Shotton, J., A. Fitzgibbon, M. Cook, T. Sharp, M. Finocchio, R. Moore, A. Kipman, et A. Blake. « Real-time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images ». In *Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR '11*, 2011, 1297-1304.
- Singer, Eric. « Sonic Banana: A Novel Bend-sensor-based MIDI Controller ». In *Proceedings of the 2003 Conference on New Interfaces for Musical Expression, NIME '03*, 2003, 220-221.
- Siradjuddin, I., L. Behera, T.M. McGinnity, et S. Coleman. « A position based visual tracking system for a 7 DOF robot manipulator using a Kinect camera ». In *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks IJCNN*, 2012, 1-7.
- Sperandio, Jean-Claude. « Concevoir des objets techniques pour une population normale, c'est-à-dire comprenant aussi des personnes handicapées ou très âgées ». *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, n°9-2, 2007.
- Ståhl, Agneta, et Monica Berntman. « Falls in the outdoor environment among older pedestrians – a tool to predict accessibility? ». In *International Co-operation on Theories and Concepts in Traffic Safety*, 2007.
- Stry, C. « The role of design and evaluation principles for user interfaces for all ». In *Advances in human factors/ergonomics*, 1997, 477-480.
- Stiker, Henri-Jacques. « Corps infirmes et sociétés, essais d'anthropologie historique ». Dunod, 1997
- Stiker, Henri-Jacques, Jean-François Ravaud, et Gary L. Albrecht. « L'émergence des disability studies : état des lieux et perspectives ». *Sciences sociales et santé* 19, n°4, 2001, 43-73.
- Stokes, N A, J L Deitz, et T K Crowe. « The Peabody Developmental Fine Motor Scale: An Interrater Reliability Study ». *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 44, n°4, 1990, 334-340.
- Stone, Erik, et Marjorie Skubic. « Evaluation of an Inexpensive Depth Camera for In-home Gait Assessment ». *J. Ambient Intell. Smart Environ*, 3, n°4, 2011, 349-361.
- Stoyanov, Todor, Athanasia Louloudi, Henrik Andreasson, et Achim J. Lilienthal. « Comparative Evaluation of Range Sensor Accuracy in Indoor Environments ». In *Proc. European Conference on Mobile Robots*, 2011, 19-24.
- Suma, Evan A., David M. Krum, Belinda Lange, Sebastian Koenig, Albert Rizzo, et Mark Bolas. « Adapting user interfaces for gestural interaction with the flexible action and articulated skeleton toolkit ». *Computers & Graphics*, 37, n°3, 2013, 193-201.
- Taylor, Heather A., Dori Sullivan, Cydney Mullen, et Constance M. Johnson. « Implementation of a user-centered framework in the development of a web-based health information database and call center ». *Journal of Biomedical Informatics*, 44, n°5, 2011, 897-908.
- Teichman, Alex, Stephen Miller, et Thrun Sebastien. « Unsupervised intrinsic calibration of depth sensors via SLAM ». *Robotics: Science and Systems, Robotics: Science and Systems*, 2013.

- Teixeira, Leonor, Carlos Ferreira, et Beatriz Sousa Santos. « User-centered requirements engineering in health information systems: A study in the hemophilia field ». *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 106, n°3, 2012, 160-174.
- Thomann, Guillaume, Alain Di Donato, Jacques Cordier, et Julie Thony. « Ergonomic Adaptation of Musical Materials Project: First experience feedbacks of a Two-year multidisciplinary human experience of mechanical engineering students ». In *E&PDE08, International Conference on Engineering and Product Design Education*, Barcelone, 2008, 196-203.
- Thomann, Guillaume, Alain Di Donato, Matthieu Museau, Jacques Cordier, et Julie Thony. « Le projet d'Adaptation Ergonomique du Matériel Musical : Source d'activités pédagogiques à l'Université ». In *11ème Colloque National AIP PRIMECA*, La Plagne, France, 2009.
- Thomann, Guillaume, Cécile Magnier, Emilie Cornu, et François Villeneuve. « Analyse de l'activité pour améliorer les pratiques des élèves ingénieurs en conception : application à l'adaptation ergonomiques du matériel musical ». In *Colloque National AIP PRIMECA*. Le Mont Dore, France, 2011.
- Thony, Julie, Guillaume Thomann, Jacques Cordier, et Alain Di Donato. « Adaptation Ergonomique du Matériel Musical : un projet interdisciplinaire concret au service des enfants handicapés ». In *Expériences en Ergothérapie*, édité par Hermès Sciences, 196-203. *Rencontres en Médecine physique et de réadaptation*. Sauramps Medical, 2008.
- Todorov, Emanuel. « Optimality Principles in Sensorimotor Control ». *Nature Neuroscience* 7, n°9, 2004, 907-915.
- Tomari, Mohd Razali Md, Yoshinori Kobayashi, et Yoshinori Kuno. « Development of Smart Wheelchair System for a User with Severe Motor Impairment ». *Procedia Engineering, International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors 2012 (IRIS 2012)*, 41, 2012, 538-546.
- Tzanetakis, George, Sidney Fels, et Michael Lyons. « Blending the Physical and the Virtual in Music Technology: From Interface Design to Multi-modal Signal Processing ». In *Proceedings of the 21st ACM International Conference on Multimedia, MM '13*, 2013, 1119-1120.
- Ulrich, Karl. « Fundamentals of Product Modularity ». In *Management of Design*, Springer, 1994, 219-231.
- Ulrich, Karl. « The role of product architecture in the manufacturing firm ». *Research Policy*, 24, n°3, 1995, 419-440.
- Vamvakousis Zacharias, Rafael Ramirez. « Temporal Control In the EyeHarp Gaze-Controlled Musical Interface », In *Proceedings of the 2012 Conference on New Interfaces for Musical Expression, NIME '12*, 2012.
- Van Haastert, I. C., L. S. de Vries, P. J. M. Helders, et M. J. Jongmans. « Early gross motor development of preterm infants according to the Alberta Infant Motor Scale ». *The Journal of Pediatrics*, 149, n°5, 2006, 617-622.
- Van Troyer, Akito, « DrumTop: Playing with Everyday Objects », In *Proceedings of the 2012 Conference on New Interfaces for Musical Expression, NIME '12*, 2012.

- Vanhooydonck, Dirk, Eric Demeester, Alexander Hüntemann, Johan Philips, Gerolf Vanacker, Hendrik Van Brussel, et Marnix Nuttin. « Adaptable navigational assistance for intelligent wheelchairs by means of an implicit personalized user model ». *Robotics and Autonomous Systems*, 58, n°8, 2010, 963-977.
- Vella, Frédéric. « Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires. » Thèse, Université de Toulouse 3, 2008.
- Vermeulen, Henricus M., Geertruida H. de Bock, Hans C. van Houwelingen, Ruben L. van der Meer, Marjolein C. Mol, Benno T. Plus, Piet M. Rozing, et Thea P. M. Vliet Vlieland. « A comparison of two portable dynamometers in the assessment of shoulder and elbow strength ». *Physiotherapy*, 91, n°2, 2005, 101-112.
- Vette, Albert H., Takashi Yoshida, T. Adam Thrasher, Kei Masani, et Milos R. Popovic. « A complete, non-lumped, and verifiable set of upper body segment parameters for three-dimensional dynamic modeling ». *Medical Engineering & Physics* 33, n°1, 2011, 70-79.
- Veytizou, J., C. Magnier, F. Villeneuve et G. Thomann, « Integrating the human factors characterization of disabled users in a design method. Application to an interface for playing acoustic music ». *Association for the Advancement of modelling and Simulation Techniques in Enterprise, AMSE Biotechnology*, 73, n°4, 2012, page 173
- Veytizou, J., H. Xuereb, et G. Thomann. « Design of a Clip Product Based on Customer Needs for Playing Acoustic Music ». In *CIRP Design 2013 conference, Smart Product Engineering*, 2013, 367-376.
- Veytizou J., G. Thomann et F. Villeneuve. « De la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'interfaces personnalisables », in *Handicap 2014 8e édition, Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie*, 2014.
- Vignais, Nicolas, Markus Miezal, Gabriele Bleser, Katharina Mura, Dominic Gorecky, et Frédéric Marin. « Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing ». *Applied Ergonomics* 44, n°4, 2013, 566-574.
- Villafuerte, Lilia, Milena Markova, et Sergi Jorda. « Acquisition of Social Abilities Through Musical Tangible User Interface: Children with Autism Spectrum Condition and the Reactable ». In *CHI '12 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, CHI EA '12*, 2012, 745-760.
- Vuillerot, Carole, Pascal Rippert, Virginie Kinet, Anne Renders, Minal Jain, Melissa Waite, Allan M. Glanzman, et al. « Rasch Analysis of the Motor Function Measure in Patients with Congenital Muscle Dystrophy and Congenital Myopathy ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2014.
- Vredenburg, Karel, Ji-Ye Mao, Paul W. Smith, et Tom Carey. « A Survey of User-centered Design Practice ». In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI '02*. New York, NY, USA: ACM, 2002, 471-478.
- Wanderley, Marcelo M., et Bradley W. Vines. « Origins and functions of clarinetists' ancillary gestures ». *Music and Gesture*, 2006, 165-191.
- Wennberg, Hanna, Christer Hydén, et Agneta Ståhl. « Barrier-free outdoor environments: Older peoples' perceptions before and after implementation of legislative directives ». *Transport Policy*, 17, n°6, 2010, 464-474.

- Wi-GO, 2014, <http://www.is2you.eu/is2you/wp-content/themes/newave/wigo.php> (Visité le 31 mai 2014)
- Wierenga, Red, A New Keyboard-Based, Sensor-Augmented Instrument For Live Performance, In Proceedings of the 2012 Conference on New Interfaces for Musical Expression, NIME '12, 2012.
- Wilson, Mark R., Jamie M. Poolton, Neha Malhotra, Karen Ngo, Elizabeth Bright, et Rich S. W. Masters. « Development and Validation of a Surgical Workload Measure: The Surgery Task Load Index (SURG-TLX) ». *World Journal of Surgery*, 35, n°9, 2011, 1961-1969.
- Winance, Myriam. « Thèse et prothèse : le processus d'habilitation comme fabrication de la personne. L'Association Française contre les Myopathies face au handicap ». THESE, École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2001.
- Whitney, D E. « Physical Limits to Modularity, Working paper ». In Engineering Systems Division. Massachusetts Institute of Technology, 2003.
- Wobbrock, Jacob O., Shaun K. Kane, Krzysztof Z. Gajos, Susumu Harada, et Jon Froehlich. « Ability-Based Design: Concept, Principles and Examples ». *ACM Trans. Access. Comput*, 3, n°3, 2011.
- Wolpert, Daniel M., et Zoubin Ghahramani. « Computational Principles of Movement Neuroscience ». *Nature Neuroscience*, 3, 2000, 1212-1217.
- Wu, Fong-Gong, Min-Yuan Ma, et Ro-Han Chang. « A new user-centered design approach: A hair washing assistive device design for users with shoulder mobility restriction ». *Applied Ergonomics*, 40, n°5, 2009, 878-886.
- Wu, John Z, Kai-Nan An, Robert G Cutlip, Michael E Andrew, et Ren G Dong. « Modeling of the Muscle/tendon Excursions and Moment Arms in the Thumb Using the Commercial Software Anybody ». *Journal of Biomechanics*, 42, n°3, 2009, 383-388.
- Yang, Tae G., Kurt A. Beiter, et Kosuke Ishii. « Product Platform Development: An Approach for Products in the Conceptual Stages of Design ». *ASME 2004 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, 2004, 97-108.
- Yang, Zhe, Zhiwei Xiong, Yueyi Zhang, Jiao Wang, et Feng Wu. « Depth Acquisition from Density Modulated Binary Patterns ». In Proceedings of the 2013 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR '13, 2013, 25-32.
- Yazdifar, Mahshid, Mohammad Reza Yazdifar, Jamaluddin Mahmud, Ibrahim Esat, et Mahmoud Chizari. « Evaluating the Hip Range of Motion Using the Goniometer and Video Tracking Methods ». *Procedia Engineering*, 68, 2013, 77-82.
- Yuan, Bei, et Eelke Folmer. « Blind Hero: Enabling Guitar Hero for the Visually Impaired ». In Proceedings of the 10th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility, Assets '08, 2008, 169-176.
- Zarzuela, Mario Martínez, Francisco J. Díaz Pernas, Sergio Martín Calzón, David González Ortega, et Miriam Antón Rodríguez. « Educational Tourism through a Virtual Reality Platform ». *Procedia Computer Science*, 2013 International Conference on Virtual and Augmented Reality in Education, 25, 2013, 382-388.

Zhou, Huiyu, et Huosheng Hu. « Human motion tracking for rehabilitation—A survey ». *Biomedical Signal Processing and Control*, 3, n°1, 2008, 1-18.

Zickler, Claudia, Sebastian Halder, Sonja C. Kleih, Cornelia Herbert, et Andrea Kübler. « Brain Painting: Usability testing according to the user-centered design in end users with severe motor paralysis ». *Artificial Intelligence in Medicine*, 59, n°2, 2013, 99-110.

Résumé français

La prise en compte des usagers et des usages dans la conception des produits reste un aspect difficile à traiter, en particulier lorsque leur caractérisation est très spécifique (c'est le cas des personnes handicapées ou des situations d'usages dans des environnements contraignants). Dans ce contexte, l'objet de ces travaux est de contribuer à une meilleure prise en compte des usagers et usages par la mise en place d'outils et de méthodes permettant de les caractériser. Cette caractérisation, intégrée dans un processus de conception de produits, a contribué à répondre aux besoins de l'Association AE2M (Adaptation Ergonomique du Matériel Musical). Celle-ci a pour objectif de mettre à disposition de personnes en situation de handicap moteur des aides techniques leur permettant de jouer un ou plusieurs instruments de musique avec le même niveau d'autonomie que les personnes valides. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons tout d'abord proposé une conceptualisation commune de ce qu'est une situation de handicap et avons mis en avant les conditions de bon déroulement des travaux de recherche. Dans un second temps, nous avons effectué une étude bibliographique centrée sur les approches de conception liée au handicap, les interactions Homme Machine dans le contexte musicale et les moyens et méthodes d'analyse des spécificités motrices des sujets. Cette étape nous a permis de proposer une méthode générique de processus de conception adapté au contexte de la conception d'aides techniques pour personnes en situation de handicap. Cette méthode nommée CARACTH est inspirée de la méthodologie de la Conception Centrée Utilisateur à laquelle nous proposons d'insérer : (1) une étape de caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs et (2) une étape pour la définition d'une architecture produit modulaire. Ces évolutions permettent notamment (3) de simplifier les phases d'itérations à l'intérieur du processus de conception pour permettre une personnalisation efficace et rapide du produit (partie commande et partie opérative). Nous présentons ensuite un ensemble d'expérimentations menées au laboratoire et sur le terrain. Elles ont permis de proposer et de valider la pertinence de l'architecture produit modulaire pour faciliter la conception d'aides techniques pour la pratique musicale, mais aussi de concevoir un système nommé KinectLAB pour la mesure et l'interprétation des possibilités gestuelles des usagers. Ce système KinectLAB a été testé et validé auprès de professionnel kinésithérapeute du CHU Michalon de Grenoble. Enfin, notre processus CARACTH a été appliqué pour la conception d'un système personnalisable aux capacités motrices d'un utilisateur en situation de handicap. Nous avons pu vérifier sa bonne intégration dans une situation d'usage en concert et aussi d'étudier la pertinence de la personnalisation sur les performances et la charge de travail de l'utilisateur.

English abstract

The users and uses inclusion in product design remains a difficult aspect to be addressed, especially when their characterization is very specific (in the case of disabled people or situations of uses in stressful environments). In this context, the purpose of this work is to contribute to a better consideration of the users and uses by the implementation of tools and methods to characterize them. This characterization integrated into the design process, helped to meet the needs of AE2M Association (Ergonomic Adaptation of Musical Equipments). It aims to provide assistive technologies for people with physical impairments. These systems allow them to play musical instruments with the same level of independence that able-bodied people. In the context of this thesis, we firstly proposed a common conceptualization of "disability situation" in our context and have highlighted the constraints to the success of this thesis. Secondly, we did a bibliography study about design approaches in the disabled context, Human-Machine Interface in the musical context, and means and methods for the analysis of the users' motors specificities. This step allowed us to propose a generic design process approach adapted to the context of the design of assistive technology for people with physical impairments. This CARACTH method is inspired from the User Centered Design methodology to which we propose to insert: (1) a specific users' motor characterization step and (2) a modular architecture product definition step. These proposals permitted (3) to simplifying the iteration phases within the design process to allow a quick and effective personalization of the product (control and operative parts). Next, a set of experiments was conducted in the laboratory and in situ. They allowed offering and validating the modular product architecture pertinence for facilitating the assistive devices design for music practice, but also for proposing a system named KinecLAB to measure and interpret user's gestural capabilities. This KinectLAB system was tested and validated with professional physiotherapists in the Michallon Grenoble Hospital. Finally, our CARACTH process was applied to design a customizable system adapted to the physical capabilities of a disabled user. We confirmed its successful integration into a use situation during musical concert. We also studied the relevance of customization on user performances and workload.